



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104869911 A

(43) 申请公布日 2015. 08. 26

(21) 申请号 201380066263. 6

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

(22) 申请日 2013. 12. 17

代理人 舒艳君 李洋

(30) 优先权数据

2012-275981 2012. 12. 18 JP

2013-260340 2013. 12. 17 JP

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 06. 17

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/083776 2013. 12. 17

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/098086 JA 2014. 06. 26

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 姚淙 川岸哲也 岭喜隆

吉新宽树 丹羽慎太郎

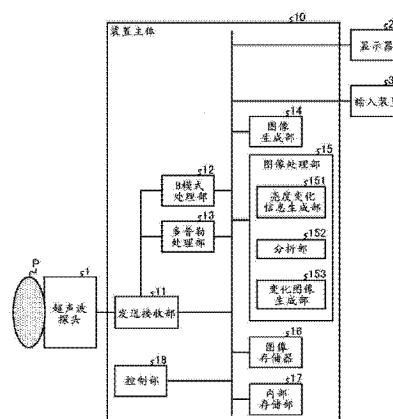
权利要求书3页 说明书19页 附图12页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

(57) 摘要

实施方式的超声波诊断装置具备亮度变化信息生成部(151)、分析部(152)、以及控制部(18)。亮度变化信息生成部(151)根据对被投放了造影剂的被检体进行超声波扫描而收集到的时间序列数据,生成表示设定于超声波扫描区域内的分析区域中的亮度的时间变化的亮度变化信息。分析部(152)根据上述亮度变化信息,取得针对时间将上述分析区域中的造影剂的回流动态进行归一化的参数。控制部(18)使上述参数以图像或者文字中的至少一方的形式显示于显示部(2)。



1. 一种超声波诊断装置,其中,具备:

亮度变化信息生成部,根据对被投放了造影剂的被检体进行超声波扫描而收集到的时间序列数据,来生成表示设定于超声波扫描区域内的分析区域中的亮度的时间变化的亮度变化信息;

分析部,根据上述亮度变化信息,取得针对时间对上述分析区域中的造影剂的回流动态进行归一化后的参数;以及

控制部,使上述参数以图像或者文字中的至少一方的形式显示于显示部。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

上述分析部取得针对亮度、或者亮度和时间将上述分析区域中的造影剂的回流动态进行归一化后的参数。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其中,

上述超声波诊断装置还具备变化图像生成部,上述变化图像生成部生成根据上述参数的值而使色调变化的变化图像数据,

作为基于上述图像的显示方式之一,上述控制部使上述变化图像数据显示于显示部。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其中,

作为上述亮度变化信息,上述亮度变化信息生成部生成表示上述分析区域中的亮度的时间变化的曲线亦即亮度变化曲线,

上述分析部对时间轴、或者亮度轴以及时间轴进行归一化根据上述亮度变化曲线生成归一化曲线,进行取得该归一化曲线作为上述参数的处理、以及根据该归一化曲线来取得上述参数的处理中的至少一个处理。

5. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其中,

上述分析部在上述亮度变化曲线中,使用从亮度成为最大值的最大点、成为在成为上述最大点之前对上述最大值乘以第 1 比例而得的第 1 乘法值的第 1 点、以及成为在成为上述最大点之后对上述最大值乘以第 2 比例而得的第 2 乘法值的第 2 点中选择的至少 2 点,来生成上述归一化曲线。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其中,

上述亮度变化信息生成部生成设定于超声波扫描区域内的多个分析区域各自中的多条亮度变化曲线,或者分别根据由在不同的多个时期在同一超声波扫描区域进行的超声波扫描而收集到的多个时间序列数据生成设定于该区域内的至少一个同一分析区域各自中的多条亮度变化曲线,

上述分析部分别根据上述多条亮度变化曲线生成上述归一化曲线,进行分别取得生成的多条归一化曲线作为上述参数的处理、以及分别根据该多条归一化曲线来取得上述参数的处理中的至少一个处理,

当被设定为基于上述图像的显示方式之一时,上述变化图像生成部使用分别根据上述多条归一化曲线取得的上述参数,来生成上述变化图像数据。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其中,

上述分析部在取得与造影剂流入相关的参数时,通过设定上述第 1 点在各亮度变化曲线中被绘制成相同的归一化第 1 点,上述最大点在各亮度变化曲线中被绘制成相同的归一化最大点的归一化时间轴以及归一化亮度轴,从而分别根据上述多条亮度变化曲线来生成

多条归一化曲线，

当取得与造影剂流出相关的参数时，通过设定上述最大点在各亮度变化曲线中被绘制成相同的归一化最大点，上述第 2 点在各亮度变化曲线中被绘制成相同的归一化第 2 点的归一化时间轴以及归一化亮度轴，从而分别根据上述多条亮度变化曲线来生成多条归一化曲线，

当取得与造影剂流入以及造影剂流出相关的参数时，通过设定上述第 1 点、上述最大点以及上述第 2 点分别在各亮度变化曲线中被分别绘制成上述归一化第 1 点、上述归一化最大点以及上述归一化第 2 点的归一化时间轴以及归一化亮度轴，从而分别根据上述多条亮度变化曲线来生成多条归一化曲线。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置，其中，

当对与造影剂流入、或者造影剂流出相关的参数进行图像化时，上述变化图像生成部使用根据上述归一化时间轴上的归一化时间将不同的色调建立了对应的对应映射，生成上述变化图像数据。

9. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置，其中，

当对与造影剂流入、或者造影剂流出相关的参数进行图像化时，上述变化图像生成部使用根据上述归一化亮度轴上的归一化亮度将不同的色调建立了对应的对应映射，生成上述变化图像数据。

10. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置，其中，

当对与造影剂流入以及造影剂流出相关的参数进行图像化时，上述变化图像生成部在上述归一化时间轴上，使用根据上述归一化最大点的归一化最大时间以前的归一化时间按第 1 色相将不同的色调建立了对应的第 1 对应映射和根据上述归一化最大时间以后的归一化时间按第 2 色相将不同的色调建立了对应的第 2 对应映射，来生成上述变化图像数据。

11. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置，其中，

上述分析部将由上述归一化曲线取得的至少一个值作为上述参数向上述控制部输出，上述控制部将上述至少一个值作为表，或者作为曲线图显示于上述显示部。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置，其中，

上述分析部取得上述归一化曲线的时间轴上的斜率作为上述参数。

13. 一种图像处理装置，其中，具备：

亮度变化信息生成部，根据对被投放了造影剂的被检体进行超声波扫描而收集到的时间序列数据，来生成表示设定于超声波扫描区域内的分析区域中的亮度的时间变化的亮度变化信息；

分析部，根据上述亮度变化信息，取得针对时间将上述分析区域中的造影剂的回流动态进行归一化后的参数；以及

控制部，使上述参数以图像或者文字中的至少一方的形式显示于显示部。

14. 一种图像处理方法，其中，包含：

亮度变化信息生成部根据对被投放了造影剂的被检体进行超声波扫描而收集到的时间序列数据，来生成表示设定于超声波扫描区域内的分析区域中的亮度的时间变化的亮度变化信息，

分析部根据上述亮度变化信息，取得针对时间将上述分析区域中的造影剂的回流动态

进行归一化后的参数,以及

控制部使上述参数以图像或者文字中的至少一方的形式显示于显示部。

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

背景技术

[0002] 近年来,静脉投放型的超声波造影剂被产品化,进行“造影回波法”。以下,有时省略超声波造影剂记作造影剂。造影回波法的目的在于,例如,在心脏或肝脏等的检查中,从静脉注入造影剂增强血流信号,评估血流动态。大多数情况下,造影剂将微小气泡(微泡)作为反射源来发挥作用。例如,近年来,在日本发售的被称为 Sonazoid(ソナゾイド)(注册商标)的第二代的超声波造影剂是由磷脂内含十氟丁烷(perfluorobutane)气体的微小气泡。在造影回波法中,能够通过使用不破坏微小气泡的程度的中低声压的发送超声波,来稳定地观察造影剂回流的样子。

[0003] 如果对投放了上述造影剂后的诊断部位(例如,肝癌)进行超声波扫描,则医师等操作者能够观察通过血流而回流的造影剂从流入到流出的信号强度的上升和减少。另外,由于该信号强度随时间变化而不同,因此,还研究肿瘤性病变的良性/恶性的鉴别诊断、或者“扩散性”的疾病等的诊断。

[0004] 表示造影剂的回流动态的信号强度随着时间的变化与单纯的形态信息不同,通常,需要实时地、或者在记录之后对动态图像进行读影。从而,用于造影剂的回流动态的读影所需的时间一般变长。因此,提出了将通常由动态图像观察的造影剂的流入时刻信息映射到一个静态图像上的方法。该方法是生成显示由不同的色相来表现造影剂的信号的峰值时间的差异的静态图像的方法。通过参照该静态图像,从而,读影者能够容易地把握诊断部位的断层面内的各处的流入时刻。另外,还提出了生成显示由不同的色相来表现在特定区域中造影剂停滞的时间(从流入开始到流出结束的时间)的不同的静态图像的方法。

[0005] 另外,肿瘤血管的走行比正常的血管复杂,因此,观察无处可去的微泡停滞在肿瘤中,或者停滞的微泡逆流的现象。这样的肿瘤血管内的微泡的活动实际上在进行造影超声波摄影的肿瘤小鼠中观察到。即,如果能够在能够进行生物体成像的造影超声波摄影中评估微泡的活动,则造影回波法可能能够应用于评估肿瘤血管的异常。

[0006] 另外,近年来,作为进行临床试验的抗癌剂的血管新生抑制剂破坏向肿瘤供给营养的血管,能够通过病理组织学上的观察确认引起肿瘤血管的破裂、狭窄。如果能够对在造影超声波摄影中由于血管新生抑制剂破裂的血管内将造影超声波观察停滞的样子进行映像化或者定量化,则造影回波法还能够期待应用于判定治疗效果。

[0007] 但是,信号强度的变化,即,超声波图像的亮度的变化根据摄影条件、观测区域而变化。例如,亮度的变化根据造影剂的种类、观察区域内的血管的性质以及血管周围的组织的性质而变化。另一方面,上述的静态图像与摄影条件、观测区域无关,而根据被观察的绝对特征量(例如,绝对时间或绝对亮度),决定造影剂流入时刻,根据造影剂流入时刻来分析信号强度随着时间的变化,从而进行生成显示。

[0008] 现有技术文献

- [0009] 专利文献
- [0010] 专利文献 1: 日本特开 2001-269341 号公报
- [0011] 专利文献 2: 日本特开 2002-238901 号公报
- [0012] 专利文献 3: 日本特开 2011-254963 号公报

发明内容

[0013] 本发明要解决的问题在于提供一种能够根据客观的基准分析造影剂的回流动态的超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

[0014] 实施方式的超声波诊断装置具备亮度变化信息生成部、分析部、以及控制部。亮度变化信息生成部根据对被投放了造影剂的被检体进行超声波扫描而收集到的时间序列数据, 来生成表示设定于超声波扫描区域内的分析区域中的亮度的时间变化的亮度变化信息。分析部根据上述亮度变化信息, 取得针对时间对上述分析区域中的造影剂的回流动态进行归一化后的参数。控制部使上述参数以图像或者文字中的至少一方的形式显示于显示部。

附图说明

- [0015] 图 1 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的框图。
- [0016] 图 2 是表示分析区域的一个例子的图 (1)。
- [0017] 图 3 是表示分析区域的一个例子的图 (2)。
- [0018] 图 4 是表示分析区域的一个例子的图 (3)。
- [0019] 图 5 是用于说明分析部的图 (1)。
- [0020] 图 6 是用于说明分析部的图 (2)。
- [0021] 图 7 是用于说明分析部的图 (3)。
- [0022] 图 8 是用于说明分析部的图 (4)。
- [0023] 图 9 是用于说明变化图像生成部的图 (1)。
- [0024] 图 10 是用于说明变化图像生成部的图 (2)。
- [0025] 图 11 是用于说明变化图像生成部的图 (3)。
- [0026] 图 12 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置处理的一个例子的流程图。
- [0027] 图 13 是用于说明本实施方式所涉及的变形例的图 (1)。
- [0028] 图 14 是用于说明本实施方式所涉及的变形例的图 (2)。

具体实施方式

[0029] 以下, 参照附图, 详细说明超声波诊断装置的实施方式。

[0030] (实施方式)

[0031] 首先, 针对本实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构进行说明。图 1 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的框图。如图 1 所示例的那样, 第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置具有超声波探头 1、显示器 2、输入装置 3、以及装置主体 10。

[0032] 超声波探头 1 具有多个压电振子, 这些多个压电振子根据从后述的装置主体 10 所具有的发送接收部 11 供给的驱动信号产生超声波。另外, 超声波探头 1 接收来自被检体 P

的反射波并转换成电气信号。另外,超声波探头 1 具有设置于压电振子的匹配层和防止超声波从压电振子向后方传播的背衬材料等。另外,超声波探头 1 装卸自如地连接于装置主体 10。

[0033] 如果从超声波探头 1 向被检体 P 发送超声波,则发送的超声波被被检体 P 的体内组织中的声阻抗的不连续面依次反射,反射波信号由超声波探头 1 所具有的多个压电振子接收。被接收的反射波信号的振幅取决于反射超声波的不连续面中的声阻抗的差。另外,被发送的超声波脉冲被正在移动的血流、心脏壁等表面反射时的反射波信号由于多普勒效应取决于移动体相对于超声波发送方向的速度分量,并接受频移。

[0034] 例如,作为二维扫描用的超声波探头 1,装置主体 10 与将多个压电振子配置成一系列的 1D 阵列探头连接。或者,例如,作为三维扫描用的超声波探头 1,装置主体 10 与机械 4D 探头、2D 阵列探头连接。机械 4D 探头如 1D 阵列探头那样能够使用排列成一系列的多个压电振子来进行二维扫描,并且能够通过使多个压电振子以规定的角度(摆动角度)摆动来进行三维扫描。另外,2D 阵列探头能够通过配置成矩阵状的多个压电振子来进行三维扫描,并且能够通过会聚超声波并发送来进行二维扫描。

[0035] 本实施方式在通过超声波探头 1 对被检体 P 进行二维扫描的情况下、或进行三维扫描的情况下都能够适用。

[0036] 输入装置 3 具有鼠标、键盘、按钮、面板开关、触摸指令屏、脚踏开关、轨迹球、操纵杆等,接受来自超声波诊断装置的操作者的各种设定请求,向装置主体 10 转送所接受的各种设定请求。例如,输入装置 3 从操作者接受用于分析超声波造影剂的回流动态的分析区域的设定。另外,针对在本实施方式中设定的分析区域之后详述。

[0037] 显示器 2 显示用于超声波诊断装置的操作者使用输入装置 3 输入各种设定请求的 GUI(Graphical User Interface),或者显示在装置主体 10 中生成的超声波图像等。

[0038] 装置主体 10 是根据超声波探头 1 接收到的反射波信号来生成超声波图像数据的装置。图 1 所示的装置主体 10 是能够根据超声波探头 1 接收到的二维的反射波数据来生成二维的超声波图像数据的装置。另外,图 1 所示的装置主体 10 是根据超声波探头 1 接收到的三维的反射波数据来生成三维的超声波图像数据的装置。以下,有时将三维的超声波图像数据记作“体数据”。

[0039] 如图 1 所示,装置主体 10 具有发送接收部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13、图像生成部 14、图像处理部 15、图像存储器 16、内部存储器 17、以及控制部 18。

[0040] 发送接收部 11 具有脉冲发生器、发送延迟部、触发发生器等,向超声波探头 1 供给驱动信号。脉冲发生器以规定的速率频率,重复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,发送延迟部对脉冲发生器所产生的各速率脉冲赋予将从超声波探头 1 产生的超声波会聚成束状,且确定发送指向性所需的每个压电振子的延迟时间。另外,触发发生器以基于速率脉冲的定时,向超声波探头 1 施加驱动信号(驱动脉冲)。即,发送延迟部使对各速率脉冲赋予的延迟时间变化,来任意地调整从压电振子面发送的超声波的发送方向。

[0041] 另外,发送接收部 11 为了根据后述的控制部 18 的指示,执行规定的扫描序列,具有能够瞬间变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别地,发送驱动电压的变更通过能够瞬间切换其值的线性放大器型的发送电路或者电气地切换多个电源单元的机构来实现。

[0042] 另外,发送接收部 11 具有前置放大器、A/D(Analog/Digital)转换器、接收延迟

部、加法器等,对超声波探头 1 接收到的反射波信号进行各种处理生成反射波数据。前置放大器将反射波信号按每个通道进行放大。A/D 转换器对放大后的反射波信号进行 A/D 转换。接收延迟部赋予确定接收指向性所需的延迟时间。加法器对由接收延迟部处理的反射波信号进行加法处理生成反射波数据。通过加法器的加法处理,增强来自与反射波信号的接收指向性对应的方向的反射分量,根据接收指向性和发送指向性形成超声波发送接收的综合性的波束。

[0043] 当对被检体 P 进行二维扫描时,发送接收部 11 使超声波探头 1 发送二维的超声波束。然后,发送接收部 11 根据超声波探头 1 接收到的二维的反射波信号生成二维的反射波数据。另外,当对被检体 P 进行三维扫描时,发送接收部 11 使超声波探头 1 发送三维的超声波束。并且,发送接收部 11 根据超声波探头 1 接收到的三维的反射波信号生成三维的反射波数据。

[0044] 另外,来自发送接收部 11 的输出信号的形态能够选择包含被称为 RF(Radio Frequency) 信号的相位信息的信号、作为包络线检波处理后的振幅信息等各种形态。

[0045] B 模式处理部 12 从发送接收部 11 接收反射波数据,进行对数放大、包络线检波处理等,来生成信号强度由亮度的明暗表现的数据(B 模式数据)。

[0046] 另外,B 模式处理部 12 通过滤波处理,使检波频率变化,从而能够改变映像化的频带。通过使用该 B 模式处理部 12 的功能,从而能够执行造影回波法,例如,能够执行对比谐波成像(CHI:Contrast Harmonic Imaging)。即,B 模式处理部 12 能够根据被注入了超声波造影剂的被检体 P 的反射波数据,将以微小气泡(微泡)为反射源的反射波数据(高谐波数据或者分谐波数据)和以被检体 P 内的组织为反射源的反射波数据(基波数据)分离。由此,B 模式处理部 12 从被检体 P 的反射波数据中提取高谐波数据或者分谐波数据,能够生成用于生成造影图像数据的 B 模式数据。用于生成造影图像数据的 B 模式数据成为由亮度表示以造影剂为反射源的反射波的信号强度的数据。另外,B 模式处理部 12 能够从被检体 P 的反射波数据中提取基波数据,生成用于生成组织图像数据的 B 模式数据。

[0047] 另外,当进行 CHI 时,B 模式处理部 12 能够通过使用上述的滤波处理的方法不同的方法,提取谐波分量(高谐波分量)。在谐波成像中,进行振幅调制(AM:Amplitude Modulation)法、相位调制(PM:Phase Modulation)法、或组合了 AM 法以及 PM 法的被称为 AMPM 法的映像法。在 AM 法、PM 法以及 AMPM 法中,对同一扫描线进行多次(多个速率)振幅、相位不同的超声波发送。由此,发送接收部 11 由各扫描线生成多个反射波数据并输出。然后,B 模式处理部 12 通过将各扫描线的多个反射波数据进行与调制法对应的加减法处理,从而提取高谐波分量。然后,B 模式处理部 12 对高谐波分量的反射波数据进行包络线检波处理等,生成 B 模式数据。

[0048] 例如,当进行 PM 法时,发送接收部 11 根据控制部 18 设定的扫描序列,例如,如 $(-1, 1)$ 那样,由各扫描线发送两次使相位极性反转的同一振幅的超声波。然后,发送接收部 11 生成基于“-1”的发送的反射波数据和基于“1”的发送的反射波数据,B 模式处理部 12 将这两个反射波数据相加。由此,除去基波分量,生成主要残留 2 次高谐波分量的信号。然后,B 模式处理部 12 对该信号进行包络线检波处理等,生成 CHI 的 B 模式数据(用于生成造影图像数据的 B 模式数据)。CHI 的 B 模式数据成为由亮度表示以造影剂为反射源的反射波的信号强度的数据。另外,当在 CHI 进行 PM 法时,B 模式处理部 12 例如通过对基于“1”

的发送的反射波数据进行滤波处理,从而能够生成用于生成组织图像数据的 B 模式数据。

[0049] 多普勒处理部 13 根据从发送接收部 11 接收到的反射波数据对速度信息进行频析,提取出基于多普勒效应的血流、组织、造影剂回波分量,生成针对多点提取出速度、方差、能量等移动体信息的数据(多普勒数据)。

[0050] 另外,本实施方式所涉及的 B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 能够针对二维的反射波数据以及三维的反射波数据这两方进行处理。即,B 模式处理部 12 根据二维的反射波数据生成二维的 B 模式数据,根据三维的反射波数据生成三维的 B 模式数据。另外,多普勒处理部 13 根据二维的反射波数据生成二维的多普勒数据,根据三维的反射波数据生成三维的多普勒数据。

[0051] 图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 生成的数据来生成超声波图像数据。即,图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 生成的二维的 B 模式数据来生成由亮度表示反射波的强度的二维 B 模式图像数据。另外,图像生成部 14 根据多普勒处理部 13 生成的二维的多普勒数据来生成表示移动体信息的二维多普勒图像数据。二维多普勒图像数据是速度图像、方差图像、能量图像、或者对这些进行组合的图像。

[0052] 在此,图像生成部 14 一般将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换)成电视等所代表的视频格式的扫描线信号列,生成显示用的超声波图像数据。具体而言,图像生成部 14 通过根据基于超声波探头 1 的超声波的扫描方式进行坐标转换,来生成显示用的超声波图像数据。另外,除了扫描转换以外,作为各种图像处理,例如,图像生成部 14 使用扫描转换后的多个图像帧,进行重新生成亮度的平均值图像的图像处理(平滑化处理)、在图像内使用微分滤波的图像处理(边缘强调处理)等。另外,图像生成部 14 对超声波图像数据,合成各种参数的文字信息、刻度、体位标记等。

[0053] 即,B 模式数据以及多普勒数据是扫描转换处理前的超声波图像数据,图像生成部 14 生成的数据是扫描转换处理后的显示用的超声波图像数据。另外,B 模式数据以及多普勒数据还被称为原始数据(Raw Data)。

[0054] 另外,图像生成部 14 通过对 B 模式处理部 12 生成的三维的 B 模式数据进行坐标转换,来生成三维 B 模式图像数据。另外,图像生成部 14 通过对多普勒处理部 13 生成的三维的多普勒数据进行坐标转换,来生成三维多普勒图像数据。即,图像生成部 14 将“三维的 B 模式图像数据、三维多普勒图像数据”生成成为“三维超声波图像数据(体数据)”。

[0055] 另外,图像生成部 14 为了生成使体数据显示于显示器 2 的各种二维图像数据,对体数据进行绘制处理。作为图像生成部 14 进行的绘制处理,存在进行剖面重建法(MPR:Multi Planer Reconstruction)根据体数据生成 MPR 图像数据的处理。另外,作为图像生成部 14 进行的绘制处理,存在对体数据进行“Curved MPR”的处理、对体数据进行“Maximum Intensity Projection”的处理。另外,作为图像生成部 14 进行的绘制处理,存在生成反映三维的信息的二维图像数据的体绘制(VR:Volume Rendering)处理。

[0056] 图像存储器 16 是存储图像生成部 14 生成的显示用的图像数据的存储器。另外,图像存储器 16 还能够存储 B 模式处理部 12、多普勒处理部 13 生成的数据。图像存储器 16 所存储的显示用的图像数据例如在诊断后能够被操作者调出。另外,图像存储器 16 存储的 B 模式数据、多普勒数据例如还能够在诊断之后被操作者调出,经由图像生成部 14 成为显示用的超声波图像数据。另外,图像存储器 16 还能够存储从发送接收部 11 输出的数据。

[0057] 为了进行计算机辅助诊断 (Computer-Aided Diagnosis :CAD), 图像处理部 15 被设置于装置主体 10。图像处理部 15 取得保存在图像存储器 16 中的数据, 进行用于诊断辅助的图像处理。然后, 图像处理部 15 将图像处理结果保存在图像存储器 16、后述的内部存储部 17 中。另外, 针对图像处理部 15 进行的处理, 之后详述。

[0058] 内部存储部 17 存储用于进行超声波发送接收、图像处理以及显示处理的控制程序、诊断信息 (例如, 患者 ID、医师的意见等)、诊断协议、各种体位标记等各种数据。另外, 内部存储部 17 根据需要, 还用于图像存储器 16 存储的图像数据的保管等。另外, 内部存储部 17 存储的数据能够经由未图示的接口, 向外部装置转送。另外, 外部装置例如是各种医用图像诊断装置、进行图像诊断的医师所使用的 PC(Personal Computer)、CD、DVD 等存储介质、打印机等。

[0059] 控制部 18 控制超声波诊断装置的处理整体。具体而言, 控制部 18 根据经由输入装置 3 从操作者输入的各种设定请求或从内部存储部 17 读入的各种控制程序以及各种数据, 控制发送接收部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13、图像生成部 14 以及图像处理部 15 的处理。另外, 控制部 18 进行控制以使得将图像存储器 16、内部存储部 17 所存储的图像数据显示于显示器 2。

[0060] 以上, 针对本实施方式所涉及的超声波诊断装置的整体结构进行了说明。在该结构下, 本实施方式所涉及的超声波诊断装置进行目的在于分析造影剂的回流动态的造影回波法。并且, 本实施方式所涉及的超声波诊断装置根据对被投放了超声波造影剂的被检体 P 进行超声波扫描而收集到的时间序列数据, 来生成并显示能够根据客观的基准来分析设定于超声波扫描区域内的分析区域中的造影剂的回流动态的图像数据。

[0061] 为了生成该图像数据, 如图 1 所述, 本实施方式所涉及的图像处理部 15 具有亮度变化信息生成部 151、分析部 152、变化图像生成部 153。

[0062] 图 1 所示的亮度变化信息生成部 151 根据对被投放了造影剂的被检体 P 进行超声波扫描而收集到的时间序列数据, 来生成表示设定于超声波扫描区域内的分析区域中的亮度的时间变化的亮度变化信息。具体而言, 作为亮度变化信息, 亮度变化信息生成部 151 生成作为表示分析区域中的亮度的时间变化的曲线的亮度变化曲线。另外, 如果是能够再现亮度变化曲线的信息, 则亮度变化信息生成部 151 能够以任意的方式生成亮度变化信息。上述的时间序列数据是在造影期间中图像生成部 14 沿着时间序列生成的多个二维或者三维的造影图像数据。或者, 上述的时间序列数据是在造影期间中 B 模式处理部 12 沿着时间序列提取出的多个二维或者三维的高频数据 (高谐波分量)。或者, 上述的时间序列数据是在造影期间中 B 模式处理部 12 沿着时间序列为了造影图像数据用而生成的多个二维或者三维的 B 模式数据。

[0063] 即, 当在二维的超声波扫描区域中进行造影摄影时, 亮度变化信息生成部 151 根据对被检体 P 进行二维扫描而收集到的时间序列数据, 生成设定于二维扫描区域内的二维的分析区域中的亮度变化曲线。另外, 当在三维的超声波扫描区域中进行造影摄影时, 亮度变化信息生成部 151 根据对被检体 P 进行三维扫描而收集到的时间序列数据, 来生成设定于三维扫描区域内的三维的分析区域、或者二维的分析区域中的亮度变化曲线。

[0064] 以下, 针对亮度变化信息生成部 151 根据对被检体 P 进行二维扫描沿着时间序列而收集到的多个造影图像数据, 来生成设定于二维扫描区域内的二维的分析区域中的亮度

变化曲线的情况进行说明。

[0065] 在此,本实施方式所涉及的亮度变化信息生成部 151 生成多条亮度变化曲线。例如,亮度变化信息生成部 151 生成设定于超声波扫描区域内的多个分析区域各自中的多条亮度变化曲线。或者,亮度变化信息生成部 151 分别根据通过在不同的多个时期在同一超声波扫描区域进行的超声波扫描而收集到的多个时间序列数据来生成设定于该区域内的至少 1 个同一分析区域各自中的多条亮度变化曲线。图 2、图 3 以及图 4 是表示分析区域的一个例子的图。另外,在以下的说明中,超声波探头 1 的位置在设定分析区域前后,被固定在同一位置。

[0066] 例如,如图 2 所示,操作者在造影前的 B 模式图像数据(组织图像数据)所描绘出的肝脏的肿瘤部位设定分析区域 100,对肝脏的门静脉设定分析区域 101,在肾脏内设定分析区域 102。分析区域 101 为了将在肿瘤部位回流的血流的动态与在整个肝脏回流的血流的动态进行比较而设定。另外,通常,在肾脏被造影剂染影之后,肝脏被染影。因此,分析区域 102 为了将在整个肝脏回流的血流的动态与在整个肾脏回流的血流的动态进行比较而设定。

[0067] 在设定了分析区域 100 ~ 102 之后,亮度变化信息生成部 151 分别根据沿着时间序列收集到的多个造影图像数据,计算分析区域 100 内的平均亮度、分析区域 101 内的平均亮度以及分析区域 102 内的平均亮度。由此,亮度变化信息生成部 151 生成三条亮度变化曲线。

[0068] 或者,例如,如图 3 的左图所示,在使用血管新生抑制剂的治疗前,操作者对造影前的 B 模式图像数据设定分析区域 100。在设定了分析区域 100 之后,亮度变化信息生成部 151 分别根据沿着时间序列收集到的多个造影图像数据,计算分析区域 100 内的平均亮度,生成分析区域 100 的亮度变化曲线。

[0069] 另外,例如,如图 3 的右图所示,在使用血管新生抑制剂的治疗后,操作者对造影前的 B 模式图像数据在与分析区域 100 相同的位置设定分析区域 100'。在设定了分析区域 100' 之后,亮度变化信息生成部 151 分别根据沿着时间序列收集到的多个造影图像数据,计算分析区域 100' 内的平均亮度,生成分析区域 100' 的亮度变化曲线。分析区域 100 的亮度变化曲线成为治疗前的亮度变化曲线,分析区域 100' 的亮度变化曲线成为治疗后的亮度变化曲线。由此,亮度变化信息生成部 151 生成两条亮度变化曲线。

[0070] 或者,例如,如图 4 的左图所示,操作者对造影前的 B 模式图像数据(组织图像数据)设定分析区域 100,最初,进行使用造影剂 A 的造影摄影。在设定了分析区域 100 之后,亮度变化信息生成部 151 分别根据沿着时间序列收集到的多个造影图像数据,计算分析区域 100 内的平均亮度,生成分析区域 100 中的造影剂 A 的亮度变化曲线。

[0071] 另外,例如,在经过规定期间(例如,10 分钟)之后,如图 4 的右图所示,操作者进行使用与造影剂 A 不同种类的造影剂 B 的造影摄影。在投放了造影剂 B 之后,亮度变化信息生成部 151 分别根据沿着时间序列收集到的多个造影图像数据,计算分析区域 100 内的平均亮度,生成分析区域 100 中的造影剂 B 的亮度变化曲线。由此,亮度变化信息生成部 151 生成两条亮度变化曲线。

[0072] 另外,在图 3 以及图 4 中,针对分别根据收集时期不同的两个时间序列数据,生成一条同一分析区域的亮度变化曲线的情况进行了说明。另外,本实施方式也可以分别根据

收集时期不同的两个时间序列数据,生成多条同一分析区域各自的亮度变化曲线。另外,本实施方式也可以是收集时期不同的时间序列数据为 3 个以上的情况。

[0073] 图 1 所示的分析部 152 根据亮度变化信息,取得针对时间将分析区域中的造影剂的回流动态进行归一化后的参数。在此,分析部 152 能够取得针对亮度、或者亮度和时间将分析区域中的造影剂的回流动态进行归一化后的参数。在本实施方式中,针对分析部 152 根据亮度变化信息,取得针对亮度和时间将分析区域中的造影剂的回流动态进行归一化后的参数的情况进行说明。换言之,分析部 152 分析亮度变化曲线的形状,取得对分析区域中的造影剂的回流动态进行归一化后的参数。具体而言,分析部 152 对时间轴、或者亮度轴以及时间轴进行归一化并根据亮度变化曲线生成归一化曲线。在本实施方式中,分析部 152 对亮度轴以及时间轴进行归一化并根据亮度变化曲线生成归一化曲线。例如,为了生成归一化曲线,分析部 152 在亮度变化曲线中,取得亮度成为最大值的最大点、成为在成为最大点之前对最大值乘以第 1 比例而得的第 1 乘法值的第 1 点、以及成为在成为最大点之后对最大值乘以第 2 比例而得的第 2 乘法值的第 2 点。第 1 比例以及第 2 比例初始地设定,或者由操作者事先预先设定。另外,第 1 比例以及第 2 比例能够由操作者任意地变更。

[0074] 以下,针对使用图 2 所示例的分析区域 100 ~ 102 的亮度变化曲线由分析部 152 进行的处理,使用图 5 ~ 图 8 进行说明。图 5 ~ 图 8 是用于说明分析部的图。

[0075] 在图 5 中,将分析区域 100 的亮度变化曲线表示为曲线 C0(一点画线),将分析区域 101 的亮度变化曲线表示为曲线 C1(双点画线),将分析区域 102 的亮度变化曲线表示为曲线 C2(实线)。另外,图 5 所示例的亮度变化曲线是亮度变化信息生成部 151 使用数学模型,根据分析区域内的平均亮度的时间序列数据生成的近似曲线。在此,以下,针对第 1 比例以及第 2 比例都被设定为“50%”的情况进行说明。另外,本实施方式也可以是第 1 比例以及第 2 比例被设定为不同的比例(例如,20%以及 30%)的情况。

[0076] 如图 5 所示,分析部 152 分析曲线 C0,取得最大点“时间: t_{0max} 、亮度: I_{0max} ”。然后,分析部 152 计算最大亮度的一半的值“ $I_{0max}/2$ ”。然后,如图 5 所示,分析部 152 在曲线 C0 中,取得在最大时间以前成为“ $I_{0max}/2$ ”的第 1 点“时间: t_{0s} 、亮度: $I_{0max}/2$ ”。并且,如图 5 所示,分析部 152 在曲线 C0 中,取得在最大时间以后成为“ $I_{0max}/2$ ”的第 2 点“时间: t_{0e} 、亮度: $I_{0max}/2$ ”。

[0077] 通过相同的处理,如图 5 所示,分析部 152 分析曲线 C1,取得最大点“时间: t_{1max} 、亮度: I_{1max} ”、第 1 点“时间: t_{1s} 、亮度: $I_{1max}/2$ ”、以及第 2 点“时间: t_{1e} 、亮度: $I_{1max}/2$ ”。另外,通过相同的处理,如图 5 所示,分析部 152 分析曲线 C2,取得最大点“时间: t_{2max} 、亮度: I_{2max} ”、第 1 点“时间: t_{2s} 、亮度: $I_{2max}/2$ ”、以及第 2 点“时间: t_{2e} 、亮度: $I_{2max}/2$ ”。

[0078] 在此,分析部 152 将“最大点的时间”作为在分析区域中造影剂最大地流入的时间“最大时间”。另外,分析部 152 将“第 1 点的时间”看作在分析区域中造影剂流入开始的时间,将该时间作为开始血流动态的分析的时间“开始时间”。即,分析部 152 在亮度变化曲线的时间轴的反方向,根据从亮度的最大值减少到一定的比例(第 1 比例)所需的时间,设定开始时间。换言之,分析部 152 通过使用客观上相同的基准(第 1 比例),计算与成为分析对象的亮度变化曲线的形状对应的阈值(第 1 乘法值),设定开始时间。该开始时间是在确定了最大时间之后,追溯过去而设定的时间,即,是设定为“Retrospective”的时间。

[0079] 另外,分析部 152 将“第 2 点的时间”看作从分析区域流出造影剂结束的时间,将

该时间作为结束血流动态的分析的时间“结束时间”。即,分析部 152 在亮度变化曲线的时间轴的顺方向,根据从亮度的最大值减少到一定的比例(第 2 比例)所需的时间,设定结束时间。换言之,分析部 152 通过使用客观上相同的基准(第 2 比例),来计算与成为分析对象的亮度变化曲线的形状对应的阈值(第 2 乘法值),设定结束时间。该结束时间是在最大时间被决定的时刻所预想的时间,即,被设定为“Prospective”的时间。

[0080] 然后,分析部 152 使用从这三个点中选择的至少 2 点,生成对亮度变化曲线进行归一化后的归一化曲线。并且,在本实施方式中,分析部 152 取得根据生成的归一化曲线归一化后的参数。在此,当取得与造影剂流入相关的参数时,分析部 152 使用第 1 点以及最大点,生成归一化曲线。另外,当取得与造影剂流出相关的参数时,分析部 152 使用最大点以及第 2 点来生成归一化曲线。另外,当取得与造影剂流入以及造影剂流出相关的参数时,分析部 152 使用第 1 点、最大点以及第 2 点,来生成归一化曲线。

[0081] 在本实施方式中,由于生成多条亮度变化曲线,因此,分析部 152 分别根据多条亮度变化曲线来生成归一化曲线。并且,在本实施方式中,分析部 152 分别根据所生成的多条归一化曲线取得参数。以下,针对通过亮度轴以及时间轴的归一化分别根据多条亮度变化曲线生成归一化曲线的方法的一个例子进行说明。

[0082] 首先,针对取得与造影剂流入相关的参数的情况进行说明。该情况下,分析部 152 通过设定将第 1 点在各亮度变化曲线中绘制成同一归一化第 1 点,将最大点在各亮度变化曲线中绘制成同一归一化最大点的归一化时间轴以及归一化亮度轴,从而分别根据多条亮度变化曲线生成多条归一化曲线。

[0083] 具体而言,分析部 152 取得各亮度变化曲线的第 1 点与最大点的亮度宽度以及时间轴。然后,分析部 152 变更各亮度变化曲线的亮度轴的尺度以使取得的各亮度宽度成为一定值。另外,分析部 152 变更各亮度变化曲线的时间轴的尺度以使所取得的各时间宽度成为一定值。然后,分析部 152 针对尺度变更后的亮度轴以及时间轴,将各亮度变化曲线的第 1 点设定为同一坐标的归一化第 1 点,将各亮度变化曲线的最大点设定为同一坐标的归一化最大点。由此,分析部 152 设定归一化时间轴以及归一化亮度轴。并且,分析部 152 在归一化时间轴以及归一化亮度轴上重新绘制构成从各亮度变化曲线中的第 1 点到最大点的曲线的各点,从而分别根据多条亮度变化曲线来生成多条归一化曲线。

[0084] 例如,分析部 152 分别根据图 5 所示的曲线 C0、C1 以及 C2,取得“ $I_{0max}/2$ ”、“ $I_{1max}/2$ ”以及“ $I_{2max}/2$ ”。另外,例如,分析部 152 分别根据图 5 所示的曲线 C0、C1 以及 C2,取得“ $t_{0max}-t_{0s} = t_{0r}$ ”、“ $t_{1max}-t_{1s} = t_{1r}$ ”以及“ $t_{2max}-t_{2s} = t_{2r}$ ”。然后,例如,如图 6 所示,分析部 152 设“ $I_{0max}/2$ 、 $I_{1max}/2$ 、 $I_{2max}/2$ ”为“50”。然后,例如,如图 6 所示,分析部 152 设“ $t_{0max}-t_{0s} = t_{0r}$ 、 $t_{1max}-t_{1s} = t_{1r}$ 、 $t_{2max}-t_{2s} = t_{2r}$ ”为“100”。由此,分析部 152 确定归一化时间轴以及归一化亮度轴的尺度。

[0085] 并且,分析部 152 例如以曲线 C0 ~ 曲线 C2 的第 1 点成为归一化第 1 点“归一化时间:-100、归一化亮度:50”,曲线 C0 ~ 曲线 C2 的最大点成为归一化最大点“归一化时间:0、归一化亮度:100”的方式,确定归一化时间轴以及归一化亮度轴的坐标。由此,分析部 152 结束归一化时间轴以及归一化亮度轴的设定。然后,分析部 152 通过在归一化时间轴以及归一化亮度轴上重新绘制构成从曲线 C0 的第 1 点到最大点的曲线的各点,从而生成图 6 所示的归一化曲线 NC0(in)。同样地,分析部 152 根据曲线 C1,生成图 6 所示的归一化曲线

NC1(in)。同样地,分析部 152 根据曲线 C2,生成图 6 所示的归一化曲线 NC2(in)。

[0086] 接着,针对取得与造影剂流出相关的参数的情况进行说明。该情况下,分析部 152 通过设定将最大点在各亮度变化曲线绘制成同一归一化最大点,将第 2 点在各亮度变化曲线中绘制成同一归一化第 2 点的归一化时间轴以及归一化亮度轴,从而分别根据多条亮度变化曲线来生成多条归一化曲线。

[0087] 具体而言,分析部 152 取得各亮度变化曲线的最大点与第 2 点的亮度宽度以及时间轴。然后,分析部 152 变更各亮度变化曲线的亮度轴的尺度以使所取得的各亮度宽度成为一定值。另外,分析部 152 变更各亮度变化曲线的时间轴的尺度以使所取得的各时间宽度成为一定值。并且,分析部 152 在尺度变更后的亮度轴以及时间轴上,将各亮度变化曲线的最大点设定为同一坐标的归一化最大点,将各亮度变化曲线的第 2 点设定为同一坐标的归一化第 2 点。由此,分析部 152 设定归一化时间轴以及归一化亮度轴。然后,分析部 152 通过在归一化时间轴以及归一化亮度轴上重新绘制构成从各亮度变化曲线中的最大点到第 2 点的曲线的各点,从而分别根据多条亮度变化曲线生成多条归一化曲线。

[0088] 例如,分析部 152 分别根据图 5 所示的曲线 C0、C1 以及 C2,取得“ $I_{0max}/2$ ”、“ $I_{1max}/2$ ”以及“ $I_{2max}/2$ ”。在本实施方式中,由于第 1 比例以及第 2 比例是相同的比例,因此,按每条亮度变化曲线,最大点与第 2 点的亮度宽度成为与最大点和第 1 点的亮度宽度相同的值。另外,例如,分析部 152 分别根据图 5 所示的曲线 C0、C1 以及 C2,取得“ $t_{0e}-t_{0max} = t_{0p}$ ”、“ $t_{1e}-t_{1max} = t_{1p}$ ”以及“ $t_{2e}-t_{2max} = t_{2p}$ ”。然后,例如,如图 7 所示,分析部 152 设“ $I_{0max}/2$ 、 $I_{1max}/2$ 、 $I_{2max}/2$ ”为“50”。并且,例如,如图 7 所示,分析部 152 设“ $t_{0e}-t_{0max} = t_{0p}$ 、 $t_{1e}-t_{1max} = t_{1p}$ 、 $t_{2e}-t_{2max} = t_{2p}$ ”为“100”。由此,分析部 152 确定归一化时间轴以及归一化亮度轴的尺度。

[0089] 并且,分析部 152 例如以曲线 C0~曲线 C2 的最大点成为归一化最大点“归一化时间:0、归一化亮度:100”,曲线 C0~曲线 C2 的第 2 点成为归一化第 2 点“归一化时间:100、归一化亮度:50”的方式,确定归一化时间轴以及归一化亮度轴的坐标。由此,分析部 152 结束归一化时间轴以及归一化亮度轴的设定。然后,分析部 152 通过在归一化时间轴以及归一化亮度轴上重新绘制构成从曲线 C0 的最大点到第 2 点的曲线的各点,从而生成图 7 所示的归一化曲线 NC0(out)。同样地,分析部 152 根据曲线 C1,生成图 7 所示的归一化曲线 NC1(out)。同样地,分析部 152 根据曲线 C7,生成图 6 所示的归一化曲线 NC2(out)。

[0090] 接着,针对取得与造影剂流入以及造影剂流出相关的参数的情况进行说明。该情况下,分析部 152 通过设定分别将第 1 点、最大点以及第 2 点在各亮度变化曲线中分别绘制成归一化第 1 点、归一化最大点以及归一化第 2 点的归一化时间轴以及归一化亮度轴,从而分别根据多条亮度变化曲线生成多条归一化曲线。

[0091] 具体而言,分析部 152 取得各亮度变化曲线的第 1 点与最大点的亮度宽度(第 1 亮度宽度)以及时间宽度(第 1 时间轴)。另外,分析部 152 取得各亮度变化曲线的最大点与第 2 点的亮度宽度(第 2 亮度宽度)以及时间宽度(第 2 时间轴)。然后,分析部 152 变更各亮度变化曲线的亮度轴的尺度以使各亮度变化曲线的第 1 亮度宽度成为一定值($dI1$),各亮度变化曲线的第 2 亮度宽度成为一定值($dI2$)。在此,分析部 152 设“ $dI1:dI2 = \text{第 1 比例}:\text{第 2 比例}$ ”。另外,分析部 152 变更各亮度变化曲线的时间轴的尺度以使各亮度变化曲线的第 1 时间宽度成为一定值($dT1$),各亮度变化曲线的第 2 时间宽度成为一定值($dT2$)。

在此,分析部 152 设“dT1 :dT2 = 第 1 比例 :第 2 比例”。

[0092] 并且,分析部 152 在尺度变更后的亮度轴以及时间轴上,将各亮度变化曲线的第 1 点设定为同一坐标的归一化第 1 点,将各亮度变化曲线的最大点设定为同一坐标的归一化最大点,将各亮度变化曲线的第 2 点设定为同一坐标的归一化第 2 点。例如,当第 1 比例为“20%”,第 2 比例为“30%”时,归一化第 1 点的坐标被设定为“归一化时间 : -100、归一化亮度 : 20”,归一化最大点的坐标被设定为“归一化时间 : 0、归一化亮度 : 100”,归一化第 2 点的坐标被设定为“归一化时间 : 150、归一化亮度 : 30”。

[0093] 由此,分析部 152 设定归一化时间轴以及归一化亮度轴。并且,分析部 152 通过在归一化时间轴以及归一化亮度轴上重新绘制构成从各亮度变化曲线中的第 1 点经由最大点到达第 2 点的曲线的各点,从而分别根据多条亮度变化曲线生成多条归一化曲线。

[0094] 在本实施方式中,第 1 比例以及第 2 比例是相同的“50%”,因此,分析部 152 通过使根据曲线 C0 生成的归一化曲线 NC0(in) 和归一化曲线 NC0(out) 相结合,从而生成图 8 所示的归一化曲线 NC0。同样地,分析部 152 通过使根据曲线 C1 生成的归一化曲线 NC1(in) 和归一化曲线 NC1(out) 相结合,从而生成图 8 所示的归一化曲线 NC1。同样地,分析部 152 通过使根据曲线 C2 生成的归一化曲线 NC2(in) 和归一化曲线 NC2(out) 相结合,从而生成图 8 所示的归一化曲线 NC2。

[0095] 分析部 152 根据上述的归一化曲线,取得被归一化后的参数。例如,分析部 152 在归一化曲线中,将归一化亮度成为“80”的归一化时间或归一化时间成为“50”的归一化亮度作为归一化参数来取得。

[0096] 并且,控制部 18 使参数(归一化参数)以图像或者文字中的任一方的形式显示于显示器 2。针对参数的显示方式,能够执行各种方式,但在本实施方式中,针对参数的显示以图像的形式进行的情况进行说明。具体而言,以下,针对作为基于图像(图像形式)的显示方式之一,执行使用由归一化曲线得到的参数的参数成像的情况进行说明。另外,针对参数的文字的形式的显示方式、和参数成像以外的参数的图像的形式的显示方式之后详述。

[0097] 当作为基于图像的显示方式之一设定了参数成像时,图 1 所示的变化图像生成部 153 根据控制部 18 的指示,进行以下的处理。即,变化图像生成部 153 生成根据参数的值使色调变化的变化图像数据。并且,作为基于图像的显示方式之一,控制部 18 使变化图像数据 display 于显示器 2。在本实施方式中,作为基于图像的显示方式之一设定了变化图像数据的生成显示。因此,变化图像生成部 153 使用分别由多条归一化曲线取得的参数,生成变化图像数据。以下,使用图 9 ~ 图 11,针对变化图像生成部 153 所生成的变化图像数据进行说明。图 9 ~ 图 11 是用于说明变化图像生成部的图。

[0098] 当对与造影剂流入、或者造影剂流出相关的参数图像化时,变化图像生成部 153 使用根据归一化时间轴上的归一化时间将不同的色调被建立了对应的对应映射(时间颜色映射),生成变化图像数据。时间颜色映射例如预先存储于内部存储部 17。图 9 是使用图 7 所示的归一化曲线 NC0(out)、NC1(out) 以及 NC2(out),作为与造影剂流出相关的参数,对归一化时间进行图像化的一个例子。

[0099] 例如,如图 9 的上图所示,控制部 18 使归一化曲线 NC0(out)、NC1(out) 以及 NC2(out) display 于显示器 2。另外,控制部 18 还显示操作者能够设定任意的归一化亮度的滑动条 B1。如图 9 的上图所示,滑动条 B1 成为与归一化时间轴平行,与归一化亮度轴正交的

线。另外,如图 9 的上图所示,控制部 18 使归一化时间轴上,以与归一化时间轴的尺度相同的尺度显示时间颜色映射。另外,显示时间颜色映射的位置以及尺度能够任意地变更。

[0100] 并且,例如,如图 9 的上图所示,操作者将滑动条 B1 移动到归一化亮度“80”的位置。分析部 152 分别由 NC0(out)、NC1(out) 以及 NC2(out) 取得成为归一化亮度“80”的归一化时间。并且,分析部 152 将由 NC0(out) 取得的归一化时间作为分析区域 100 的参数,将由 NC1(out) 取得的归一化时间作为分析区域 101 的参数,将由 NC2(out) 取得的归一化时间作为分析区域 102 的参数通知给变化图像生成部 153。

[0101] 如图 9 的下图所示,变化图像生成部 153 从时间颜色映射取得与由 NC0(out) 取得的归一化时间对应的色调,根据所取得的色调,对超声波图像数据的分析区域 100 进行着色。另外,如图 9 的下图所示,变化图像生成部 153 从时间颜色映射取得与由 NC1(out) 取得的归一化时间对应的色调,根据所取得的色调,对超声波图像数据的分析区域 101 进行着色。另外,如图 9 的下图所示,变化图像生成部 153 从时间颜色映射取得与由 NC2(out) 取得的归一化时间对应的色调,根据所取得的色调,对超声波图像数据的分析区域 102 进行着色。另外,根据从时间颜色映射取得的色调着色的超声波图像数据例如是设定了分析区域 100 ~ 102 的超声波图像数据。

[0102] 并且,控制部 18 使图 9 的下图所示的变化图像数据显示于显示器 2。该变化图像数据成为在造影剂流出过程中,将造影剂的存在量从最大量减少到最大量的规定比例的流出时间在各分析区域进行归一化并图像化的数据。

[0103] 另外,根据操作者移动滑动条 B1,分析部 152 更新并取得各分析区域的参数,变化图像生成部 153 更新并生成变化图像数据。另外,当操作者输入数值时等,归一化亮度的设定也可以由任意的方法进行。另外,本实施方式例如也可以是通过自动地变更归一化亮度的值,从而将变化图像数据生成显示为动态图像的情况。

[0104] 另外,当对与造影剂流入相关的参数(归一化时间)进行图像化时,例如,使用图 6 所示的归一化曲线 NC0(in)、NC1(in) 以及 NC2(in) 相同地进行。此时,生成显示的变化图像数据成为在造影剂流出过程中,将造影剂的存在量从最大量的规定比例、增加到最大量的流入时间在各分析区域进行归一化并图像化的数据。

[0105] 另外,当对与造影剂流入、或者造影剂流出相关的参数进行图像化时,变化图像生成部 153 使用根据归一化亮度轴上的归一化亮度将不同的色调建立了对应的的对应映射(亮度颜色映射),生成变化图像数据。亮度颜色映射例如预先保存在内部存储部 17 中。图 10 是使用图 7 所示的归一化曲线 NC0(out)、NC1(out) 以及 NC2(out),作为与造影剂流出相关的参数,对归一化亮度进行图像化时的一个例子。

[0106] 例如,如图 10 的上图所示,控制部 18 使归一化曲线 NC0(out)、NC1(out) 以及 NC2(out) 显示于显示器 2。另外,控制部 18 还使操作者能够设定任意的归一化时间的滑动条 B2 进行显示。如图 10 的上图所示,滑动条 B2 成为与归一化亮度轴平行,与归一化时间轴正交的线。另外,如图 10 的上图所示,控制部 18 使归一化亮度轴上以与归一化亮度轴的尺度相同的尺度显示亮度颜色映射。另外,显示亮度颜色映射的位置以及尺度能够任意地变更。

[0107] 并且,例如,如图 10 的上图所示,操作者使滑动条 B2 移动到归一化时间“60”的位置。分析部 152 分别由 NC0(out)、NC1(out) 以及 NC2(out) 取得成为归一化时间“60”的归

一化亮度。并且,分析部 152 将由 NC0(out) 取得的归一化亮度作为分析区域 100 的参数,将由 NC1(out) 取得的归一化亮度作为分析区域 101 的参数,将由 NC2(out) 取得的归一化亮度作为分析区域 102 的参数通知给变化图像生成部 153。

[0108] 如图 10 的下图所示,变化图像生成部 153 从亮度颜色映射取得与由 NC0(out) 取得的归一化亮度对应的色调,根据所取得的色调,对超声波图像数据的分析区域 100 进行着色。另外,如图 10 的下图所示,变化图像生成部 153 从亮度颜色映射取得与由 NC1(out) 取得的归一化亮度对应的色调,根据所取得的色调,对超声波图像数据的分析区域 101 进行着色。另外,如图 10 的下图所示,变化图像生成部 153 从亮度颜色映射取得与由 NC2(out) 取得的归一化亮度对应的色调,根据所取得的色调,对超声波图像数据的分析区域 102 进行着色。另外,根据从亮度颜色映射取得的色调进行着色的超声波图像数据例如是设定了分析区域 100 ~ 102 的超声波图像数据。

[0109] 并且,控制部 18 使图 10 的下图所示的变化图像数据显示于显示器 2。该变化图像数据是在对造影剂流出过程进行归一化的时间轴上的同一时刻,对从各分析区域流出的造影剂的流出量进行归一化并图像化的数据。

[0110] 另外,根据操作者移动滑动条 B2,分析部 152 更新并取得各分析区域的参数,变化图像生成部 153 更新并生成变化图像数据。另外,当操作者输入数值时等,归一化时间的设定也可以通过任意的方法进行。另外,本实施方式例如也可以通过自动地变更归一化时间的值,从而将变化图像数据生成显示为动态图像。

[0111] 另外,当对与造影剂流入相关的参数(归一化亮度)进行图像化时,例如,使用图 6 所示的归一化曲线 NC0(in)、NC1(in) 以及 NC2(in),相同地进行。该情况下生成显示的变化图像数据成为在将造影剂流入过程进行归一化的时间轴上的同一时刻,对流入各分析区域的造影剂的流入量进行归一化并图像化的数据。

[0112] 另外,当对与造影剂流入以及造影剂流出相关的参数进行图像化时,变化图像生成部 153 使用混合了第 1 对应映射(第 1 时间颜色映射)和第 2 对应映射(第 2 时间颜色映射)的第 3 对应映射,生成变化图像数据。在此,第 1 时间颜色映射是在归一化时间轴上,根据归一化最大点的归一化最大时间以前的归一化时间按第 1 色相将不同的色调建立了对应的映射。另外,第 2 时间颜色映射是在归一化时间轴上,根据归一化最大时间以后的归一化时间按第 2 色相将不同的色调建立了对应的映射。例如,第 1 时间颜色映射是蓝色系的颜色映射,第 2 时间颜色映射是红色系的颜色映射。第 1 时间颜色映射以及第 2 时间颜色映射例如预先存储在内部存储部 17 中。图 11 是使用图 8 所示的归一化曲线 NC0、NC1 以及 NC2,作为与造影剂流入以及造影剂流出相关的参数,对归一化时间进行图像化的情况的一个例子。

[0113] 例如,如图 11 所示,控制部 18 使归一化曲线 NC0、NC1 以及 NC2 显示于显示器 2。另外,控制部 18 还使操作者能够设定任意的归一化亮度的滑动条 B3 进行显示。如图 11 所示,滑动条 B3 成为与归一化时间轴平行,与归一化亮度轴正交的线。另外,如图 11 所示,控制部 18 使归一化时间轴上,以与归一化时间轴的尺度相同的尺度显示第 1 时间颜色映射以及第 2 时间颜色映射。在图 11 中,归一化最大时间为“0”,第 1 时间颜色映射换算显示在“-100 ~ 0”的归一化时间轴上,第 2 时间颜色映射换算显示在“0 ~ 100”的归一化时间轴上。另外,显示第 1 时间颜色映射以及第 2 时间颜色映射的位置以及尺度能够任意地变更。

[0114] 并且,例如,如图 11 所示,操作者使滑动条 B3 移动到归一化亮度“65”的位置。分析部 152 分别由 NC0、NC1 以及 NC2 取得成为归一化亮度“65”的两个归一化时间(负的归一化时间以及正的归一化时间)。并且,分析部 152 将由 NC0 取得的两个归一化时间作为分析区域 100 的参数,将由 NC1 取得的两个归一化时间作为分析区域 101 的参数,将由 NC2 取得的两个归一化时间作为分析区域 102 的参数通知给变化图像生成部 153。

[0115] 如图 11 所示,变化图像生成部 153 从第 1 时间颜色映射取得与由 NC0 取得的负的归一化亮度对应的色调,由第 2 时间颜色映射取得与由 NC0 取得的正的归一化亮度对应的色调。并且,如图 11 所示,变化图像生成部 153 根据混合了所取得的两个色调的色调,对超声波图像数据的分析区域 100 进行着色。

[0116] 变化图像生成部 153 对由 NC1 取得的两个归一化亮度,进行相同的色调取得处理,如图 11 所示,根据混合了所取得的两个色调的色调,对超声波图像数据的分析区域 101 着色。另外,变化图像生成部 153 对由 NC2 取得的两个归一化亮度,进行相同的色调取得处理,如图 11 所示,根据混合了所取得的两个色调的色调,对超声波图像数据的分析区域 102 进行着色。

[0117] 并且,控制部 18 将使用图 11 生成的变化图像数据显示于显示器 2。该变化图像数据成为在各分析区域将“造影剂的存在量从最大量减少到最大量的规定比例的流出时间”与“造影剂的存在量从最大量的规定比例增加到最大量的流入时间”进行归一化,同时将这些归一化时间进行图像化的数据。

[0118] 另外,根据操作者移动滑动条 B3,分析部 152 更新并取得各分析区域的参数,变化图像生成部 153 更新并生成变化图像数据。另外,在操作者输入数值时等,归一化时间的设定也可以通过任意的方法进行。另外,本实施方式例如也可以是通过自动地变更归一化时间的值,从而将变化图像数据生成显示为动态图像的情况。另外,本实施方式也可以是使用混合了第 1 时间颜色映射以及第 2 时间颜色映射的二维的时间颜色映射的情况。另外,本实施方式也可以不混合两个时间颜色映射,而单纯地使用与归一化时间宽度的值对应的时间颜色映射。

[0119] 另外,当对与造影剂流入以及造影剂流出相关的参数进行图像化时,变化图像生成部 153 也可以通过以下的处理生成变化图像数据。即,变化图像生成部 153 使用第 1 亮度颜色映射和第 2 亮度颜色映射,生成变化图像数据。第 1 亮度颜色映射是在归一化亮度轴上,根据归一化最大点的归一化最大时间以前的归一化亮度按照第 1 色相将不同的色调建立了对应的第 1 对应映射。另外,第 2 亮度颜色映射是在归一化亮度轴上,根据归一化最大时间以后的归一化亮度按照第 2 色相将不同的色调建立了对应的第 2 对应映射。

[0120] 该情况下,分析部 152 从各归一化曲线取得与所指定的两个归一化时间“-T, +T”对应的两个归一化亮度。并且,变化图像生成部 153 从第 1 亮度颜色映射取得与“-T”的归一化亮度对应的色调,从第 2 亮度颜色映射取得与“+T”的归一化亮度对应的色调,并混合所取得的两个色调。由此,变化图像生成部 153 生成变化图像数据。另外,上述的处理也可以使用混合了第 1 亮度颜色映射以及第 2 亮度颜色映射的二维的亮度颜色映射。另外,本实施方式也可以不混合两个亮度颜色映射,而单一地使用与归一化亮度宽度的值对应的亮度颜色映射。

[0121] 另外,当进行图 3 或图 4 的设定时,分别根据不同的两个时期的时间序列数据生成

同一分析区域中的一条亮度变化曲线,生成两条归一化曲线。该情况下,变化图像生成部 153 将两个相同的超声波图像数据并列,根据与由各归一化曲线取得的归一化参数对应的色调对各超声波图像数据的分析区域进行着色。

[0122] 另外,有时分别根据不同的三个时期的时间序列数据生成同一分析区域中的一个亮度变化曲线,生成三个归一化曲线。此时,变化图像生成部 153 将三个同一超声波图像数据并列,由与从各归一化曲线取得的归一化参数对应的色调对各超声波图像数据的分析区域进行着色。

[0123] 另外,有时分别根据不同的两个时期的时间序列数据分别在两个相同的分析区域生成亮度变化曲线,分别在两个时期生成两条归一化曲线。此时,变化图像生成部 153 将两个相同的超声波图像数据并列,通过分别与由各归一化曲线取得的两个归一化时间对应的色调对各超声波图像数据的两个分析区域进行着色。

[0124] 另外,当分别根据不同的两个时期的时间序列数据在一个或者多个相同的分析区域生成亮度变化曲线时,变化图像生成部 153 也可以通过根据由各归一化曲线得到的归一化参数的比使色调变化,来生成一个变化图像数据。

[0125] 另外,本实施方式也可以在参照变化图像数据的操作者没有指定根据归一化参数的值进行着色的分析区域的该分析区域内、或者该分析区域附近,显示归一化参数的值。另外,本实施方式也可以根据归一化参数的值对分析区域进行着色,同时在该分析区域内、或者该分析区域附近,将归一化参数的值以文字形式描绘出的超声波图像数据生成显示为变化图像数据。另外,本实施方式也可以不进行分析区域的着色,而在分析区域内、或者分析区域附近,将归一化参数的值以文字形式描绘出的超声波图像数据生成显示为变化图像数据。

[0126] 接着,使用图 12,针对本实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的处理的一个例子进行说明。图 12 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置处理的一个例子的流程图。另外,图 12 是表示分析区域的设定以及造影图像数据组的收集结束,亮度变化曲线的生成开始之后的处理的流程图,是表示作为参数的显示方式设定了变化图像数据时的处理的流程图。

[0127] 如图 12 所示例的那样,本实施方式所涉及的超声波诊断装置的分析部 152 判定在图像存储器 16 中是否保存有多条亮度变化曲线(步骤 S101)。在此,当没有保存多条亮度变化曲线时(步骤 S101 否定),分析部 152 待机到保存多条亮度变化曲线。

[0128] 另一方面,当保存有多条亮度变化曲线时(步骤 S101 肯定),分析部 152 对形状特征进行分析,分别根据多条亮度变化曲线生成归一化曲线(步骤 S102)。并且,分析部 152 分别根据多条归一化曲线,取得归一化参数(步骤 S103)。

[0129] 然后,变化图像生成部 153 从对应映射取得与所取得的参数的值对应的色调,生成变化图像数据(步骤 S104)。并且,通过控制部 18 的控制,显示器 2 显示变化图像数据(步骤 S105),结束处理。

[0130] 如上所述,在本实施方式中,分析成为分析对象的亮度变化曲线的形状特征,生成归一化曲线。即,在本实施方式中,无论成为分析对象的亮度变化曲线以任何条件(例如,时间序列数据的摄影条件或分析区域的位置)生成,都使用客观上相同的基准(最大亮度、第 1 比例以及第 2 比例)根据亮度变化曲线生成归一化曲线。并且,在本实施方式中,根据

归一化曲线,取得造影剂的流入量或流出量被归一化的参数、造影剂的流入时间或流出时间被归一化的参数。

[0131] 并且,在本实施方式中,根据被归一化的参数,进行与血流动态相关的参数成像。即,本实施方式不进行将由亮度变化曲线得到的绝对值作为参数而使用的以往的参数成像,而进行将由归一化曲线得到的相对值作为参数来使用的参数成像。从而,在本实施方式中,能够根据客观的基准分析造影剂的回流动态。另外,在本实施方式中,除了造影剂的流入过程之外,造影剂的流出过程也根据被归一化的参数进行图像化。

[0132] 另外,在本实施方式中,通过进行使用归一化曲线的参数成像,从而能够相对地比较不同的分析区域的造影剂的回流动态。例如,在本实施方式中,医师参照使用图9~图10等说明的变化图像数据,比较成为基准的组织(门静脉或肾脏)的造影剂的回流动态和肿瘤部位的造影剂的回流动态,从而能够判断肿瘤部位的鉴别诊断或肿瘤血管的异常程度。

[0133] 另外,在本实施方式中,通过进行使用归一化曲线的参数成像,从而能够相对地比较治疗前后的同一分析区域中的造影剂的回流动态。例如,在本实施方式中,医师能够参照通过设定图3所示例的分析区域而生成的变化图像数据,判定基于血管新生抑制剂的治疗效果。

[0134] 另外,在本实施方式中,通过进行使用归一化曲线的参数成像,从而能够相对地比较在同一分析区域中具有不同的特性的多个造影剂各自的回流动态。例如,在本实施方式中,医师参照通过设定图4所示例的分析区域而生成的变化图像数据,来比较易于取入枯否(Kupffer)细胞的造影剂A的回流动态和难以取入枯否细胞的造影剂B的回流动态,判定肿瘤部位的鉴别诊断或肿瘤血管的异常程度。

[0135] (变形例)

[0136] 上述的实施方式所涉及的超声波诊断除了上述的处理以外,还能够通过各种变形例来进行。以下,针对上述的实施方式的各变形例进行说明。另外,以下说明的各变形例的处理还能够与在上述的实施方式中说明的处理以任意的方式进行组合。

[0137] 例如,在上述中,说明了取得针对亮度和时间将分析区域中的造影剂的回流动态进行归一化的参数的情况。即,在上述中,对针对时间轴以及亮度轴这双方进行亮度变化曲线的归一化的情况进行了说明。但是,分析部152也可以取得针对时间将分析区域中的造影剂的回流动态进行归一化后的参数。即,本实施方式也可以针对亮度轴不进行归一化处理,而通过对时间轴进行归一化处理设定归一化时间轴,从而生成归一化曲线。该情况下,分析部152针对亮度通过实际数据,将时间轴换算成归一化曲线,从而根据亮度变化曲线生成归一化曲线。并且,分析部152取得与所指定的归一化时间对应的亮度(绝对亮度),变化图像生成部153生成根据所取得的亮度使色调变化的变化图像数据。

[0138] 另外,当操作者指定时,分析部152也可以取得针对亮度将分析区域中的造影剂的回流动态进行归一化后的参数。即,本实施方式也可以针对时间轴不进行归一化处理,而通过对亮度轴进行归一化处理设定归一化亮度轴,从而生成归一化曲线。该情况下,分析部152针对时间通过实际数据,将亮度轴换算成归一化曲线,从而根据亮度变化曲线生成归一化曲线。并且,分析部152取得与所指定的归一化亮度对应的时间(绝对时间),变化图像生成部153生成根据所取得的时间使色调变化的变化图像数据。

[0139] 另外,作为上述实施方式的变形例,也可以是分析部152将归一化曲线本身作为

参数来取得,作为图像的显示方式之一,控制部 18 使归一化曲线显示于显示器 2 的情况。归一化曲线是将造影剂的回流动态归一化的曲线,因此,操作者参照归一化曲线本身,也能够根据客观的基准分析造影剂的回流动态。因此,例如,当生成多条归一化曲线时,分析部 152 将这些多条归一化曲线作为参数向控制部 18 输出。并且,控制部 18 使多条归一化曲线显示于显示器 2。

[0140] 在该变形例中,图 6 ~ 图 8 分别示例的曲线图显示于显示器 2。或者,如在上述的变形例中说明的那样,显示为参数的归一化曲线也可以是只有一轴被归一化的曲线。另外,作为上述实施方式的变形例,分析部 152 将归一化曲线作为参数来取得,并且还可以根据归一化曲线取得参数。例如,归一化曲线和在上述的实施方式中说明的变化图像数据也可以同时显示为参数。

[0141] 另外,作为上述实施方式的变形例,分析部 152 将从归一化曲线取得的至少一个值作为参数向控制部 18 输出,控制部 18 也可以将上述的至少一个值作为表,或者显示为曲线图显示于显示器 2。在该变形例中,分析部 152 以往由归一化曲线取得与由亮度变化曲线(近似曲线)得到的参数对应的参数。另外,在该变形例中使用的归一化曲线可以是对 2 轴进行归一化的曲线,也可以是对一轴进行归一化的曲线。

[0142] 以下,针对以往由分析区域的亮度变化曲线得到的代表性的参数进行说明。作为以往的参数,例如,存在亮度的最大值(最大亮度)、亮度成为最大值所需的时间(最大亮度时间)、平均通过时间(MTT:Mean Transit Time)。MTT 是从造影剂流入,亮度成为“最大亮度的 50%”的时刻,到在成为最大亮度之后,造影剂流出,亮度成为“最大亮度的 50%”的时刻为止的时间。

[0143] 另外,作为以往的参数,例如,存在造影剂流入中,亮度成为“最大亮度的 50%”的时刻的亮度变化曲线的微分值,即,斜率(Slope)。另外,作为以往的参数,例如,存在将亮度变化曲线的亮度由“从造影剂流入时刻到最大亮度时间的积分期间进行积分的面积值“Area Wash in””、将亮度变化曲线的亮度由“从最大亮度时间到造影剂流出时刻的积分期间进行积分的面积值“Area Wash out””、将亮度变化曲线的亮度由“从造影剂流入时刻到造影剂流出时刻的积分期间进行积分的面积值“Area Under Curve””。“Area Wash in”成为表示在造影剂的流入期间内存在于分析区域的造影剂的总量的值。“Area Wash out”成为表示在造影剂的流出期间内存在于分析区域的造影剂的总量的值。“Area Under Curve”成为表示从造影剂的流入时刻到流出时刻存在于分析区域的造影剂的总量的值。

[0144] 以下,针对分析部 152 能够使用图 11 所示的三条归一化曲线取得分析区域 100、200 以及 300 各自的“能够客观地评估造影剂的回流动态的代表性的归一化参数”的情况进行说明。图 13 以及图 14 是用于说明变形例的图。例如,为了得到与以往的 MTT 对应的归一化参数,分析部 152 取得从归一化亮度的值上升成为归一化最大亮度“100”的 65%的时刻,到归一化亮度的值下降成为归一化最大亮度“100”的 65%的时刻为止的时间(归一化时间)。分析部 152 将该时间取得为“65%”时的归一化平均通过时间(nMTT @ 65%)。分析部 152 取得分析区域 100、200 以及 300 各自的“nMTT @ 65%”。另外,归一化平均通过时间的计算所使用的比例除了 65%以外,能够变更为任意的值。

[0145] 另外,例如,为了得到与成为以往的“最大亮度的 50%”的时刻的“Slope”对应的归一化参数,分析部 152 将在造影剂流入中成为归一化最大亮度“100”的 65%的时间的归

一化曲线的斜率取得为“nSlope @ 65%”。分析部 152 取得分析区域 100、200 以及 300 各自的“nSlope @ 65%”。

[0146] 另外,例如,为了得到与以往的“Area Under Curve”对应的归一化参数,分析部 152 将使归一化曲线的归一化亮度积分到归一化时间“-100 ~ 100”的面积值取得为“nArea”。分析部 152 取得分析区域 100、200 以及 300 各自的“nArea”。另外,分析部 152 也可以将使归一化曲线的归一化亮度积分到归一化时间“-100 ~ 0”的面积值取得为与“Area Wash in”对应的归一化参数。另外,分析部 152 也可以将使归一化曲线的归一化亮度积分到归一化时间“0 ~ 100”的面积值取得为与“Area Wash out”对应的归一化参数。

[0147] 并且,例如,如图 13 所示,控制部 18 将分析区域 100、200 以及 300 各自的“nMTT @ 65%”、分析区域 100、200 以及 300 各自的“nSlope @ 65%”、以及分析区域 100、200 以及 300 各自的“nArea”转换成表,显示于显示器 2。表形式的显示方式是文字形式的显示方式的一个例子。或者,例如,如图 14 所示,控制部 18 将分析区域 100、200 以及 300 各自的“nMTT @ 65%”转换成条形图,显示于显示器 2。另外,虽然没有图示,控制部 18 还将分析区域 100、200 以及 300 各自的其他的归一化参数转换成条形图,并显示于显示器 2。条形图形式的显示方式是图像形式的显示方式的一个例子。通过进行上述的变形例,还能够根据客观的基准分析造影剂的回流动态。

[0148] 另外,在上述的变形例中,针对分析部 152 在归一化曲线的时间轴上将 1 时刻的斜率取得为归一化参数的情况进行了说明。但是,分析部 152 也可以在归一化曲线的时间轴上将多个时刻的斜率取得为归一化参数。即,在上述的变形例中,分析部 152 也可以将归一化曲线的各归一化时间的微分值作为归一化曲线来计算。此时,控制部 18 使各归一化时间中的微分值显示为表。或者,控制部 18 生成绘制出各归一化时间的微分值的曲线图,并显示该曲线图。

[0149] 另外,作为本实施方式的变形例,也可以生成一条亮度变化曲线。此时,分析部 152 根据一条亮度变化曲线生成上述的归一化曲线。并且,如在上述的实施方式或变形例中说明的那样,控制部 18 以各种形式显示参数。例如,控制部 18 使根据一条归一化曲线生成的变化图像数据显于显示器 2。由此,也能够根据客观的基准分析造影剂的回流动态。另外,因为能够根据客观的基准分析造影剂的回流动态,因此,即使在分别对不同的被检体设定了分析区域的情况下,也能够适用上述的图像处理方法。

[0150] 例如,分析部 152 根据设定于患者 A 的肝脏的肿瘤部位的分析区域的亮度变化曲线生成归一化曲线 A。另外,例如,根据设定于患者 B 的肝脏的肿瘤部位的分析区域的亮度变化曲线生成归一化曲线 B。另外,两者的肿瘤部位优选在解剖学上大致相同的部位。并且,例如,变化图像生成部 153 生成归一化曲线 A 的变化图像数据 A,生成归一化曲线 B 的变化图像数据 B。或者,例如,分析部 152 计算归一化曲线 A 的 nMTT(A),计算归一化曲线 B 的 nMTT(B)。假设,当患者 A 与患者 B 肝癌的分期不同时,归一化参数的值不同的可能性高。即,在患者 A 和患者 B 中,当肝癌的分期不同时,在变化图像数据 A 和变化图像数据 B 中,色调的图案不同,在 nMTT(A) 和 nMTT(B) 中,值不同。因此,医师例如能够通过比较变化图像数据 A 和变化图像数据 B,来判断肝癌的分期的不同。

[0151] 另外,通过上述的方法,例如,能够收集肝癌的分期不同的多个患者各自的归一化参数来建立数据库。此时,当得到新的肝癌的患者 C 的归一化参数时,医师能够参照数据

库,鉴别患者 C 的分期。

[0152] 另外,在上述中,针对使用收集造影期间中的时间序列数据之后所生成的亮度变化曲线的情况进行了说明。但是,作为上述的实施方式的变形例,也可以在造影期间中的时间序列数据的收集中,实时地生成亮度变化曲线。即,本实施方式也可以从在亮度变化曲线中取得最大点的时刻,至少实施地进行与造影剂流入相关的归一化参数的图像化等。

[0153] 另外,在本实施方式以及变形例中说明的图像处理方法也可以由独立于超声波诊断装置而设置的图像处理装置来进行。该图像处理装置通过取得对被投放了造影剂的被检体 P 进行超声波扫描而收集到的时间序列数据,从而能够进行在本实施方式中说明的图像处理方法。或者,该图像处理装置也可以通过取得亮度变化曲线,来进行在本实施方式中说明的图像处理方法。

[0154] 另外,图示的各装置的各构成要素是功能概念性的,不一定需要物理性地如图示那样构成。即,各装置的分散・综合的具体方式并不限定于图示,能够根据各种负荷或使用状况等以任意的单位功能性或者物理性地分散・综合其全部或者一部分来构成。另外,由各装置进行的各处理功能的全部或者任意的一部分通过 CPU 以及由该 CPU 分析执行的程序来实现,或者能够实现为基于布线逻辑的硬件。

[0155] 另外,在本实施方式以及变形例中说明的图像处理方法能够通过由个人计算机或工作站等计算机执行预先准备好的图像处理程序来实现。该图像处理程序能够经由因特网等网络来发布。另外,该控制程序还能够记录在硬盘、软盘 (FD)、CD-ROM、MO、DVD、USB 存储器以及 SD 卡存储器等 Flash 存储器等计算机可读的非暂时的存储介质中,通过由计算机从非暂时性的记录介质中读出来执行。

[0156] 以上,如所说明的那样,根据本实施方式以及变形例,能够根据客观的基准分析造影剂的回流动态。

[0157] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不意图限定本发明的范围。这些实施方式能够以其他的各种方式进行实施,在不脱离发明的要旨的范围内,能够进行各种的省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与包含于发明的范围或要旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

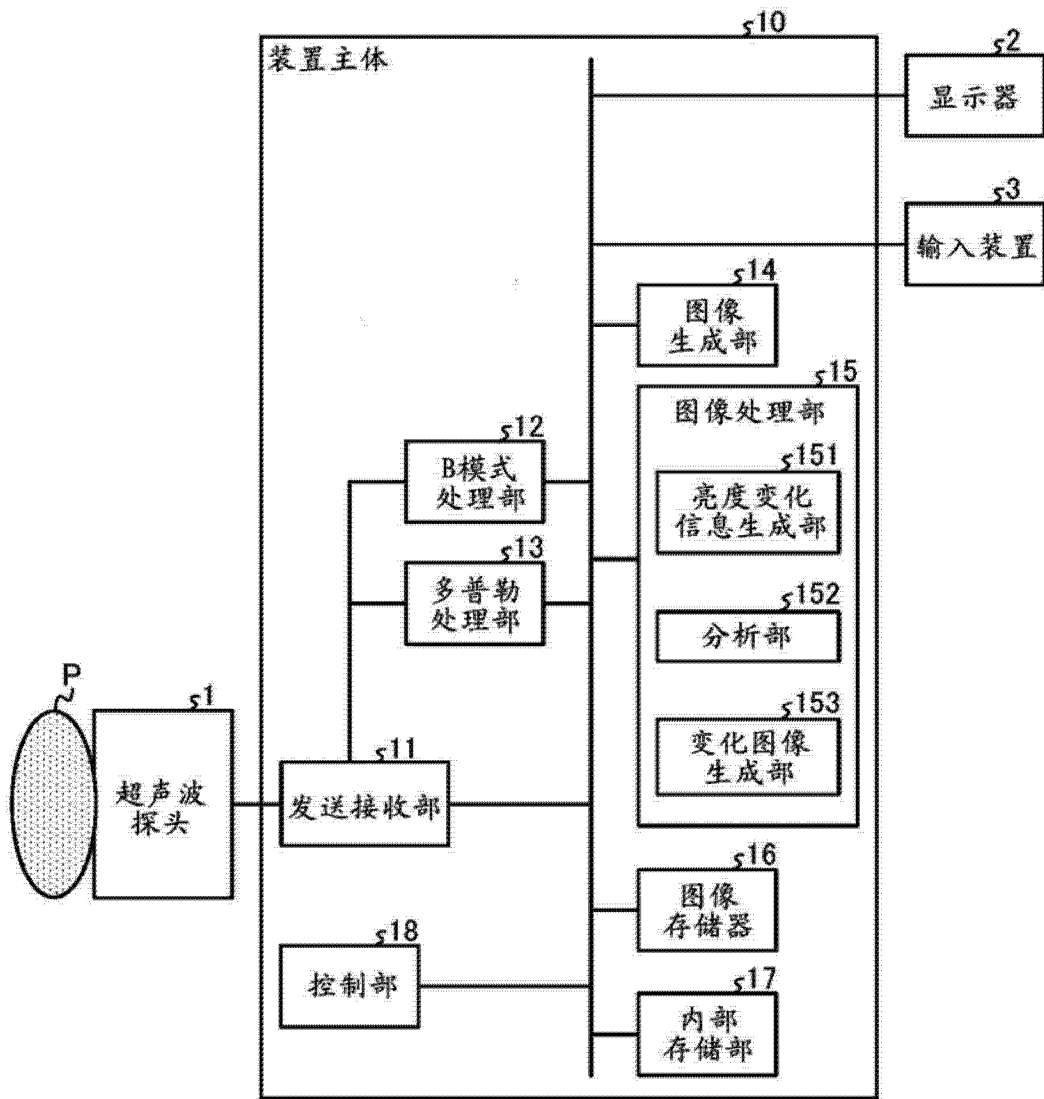


图 1

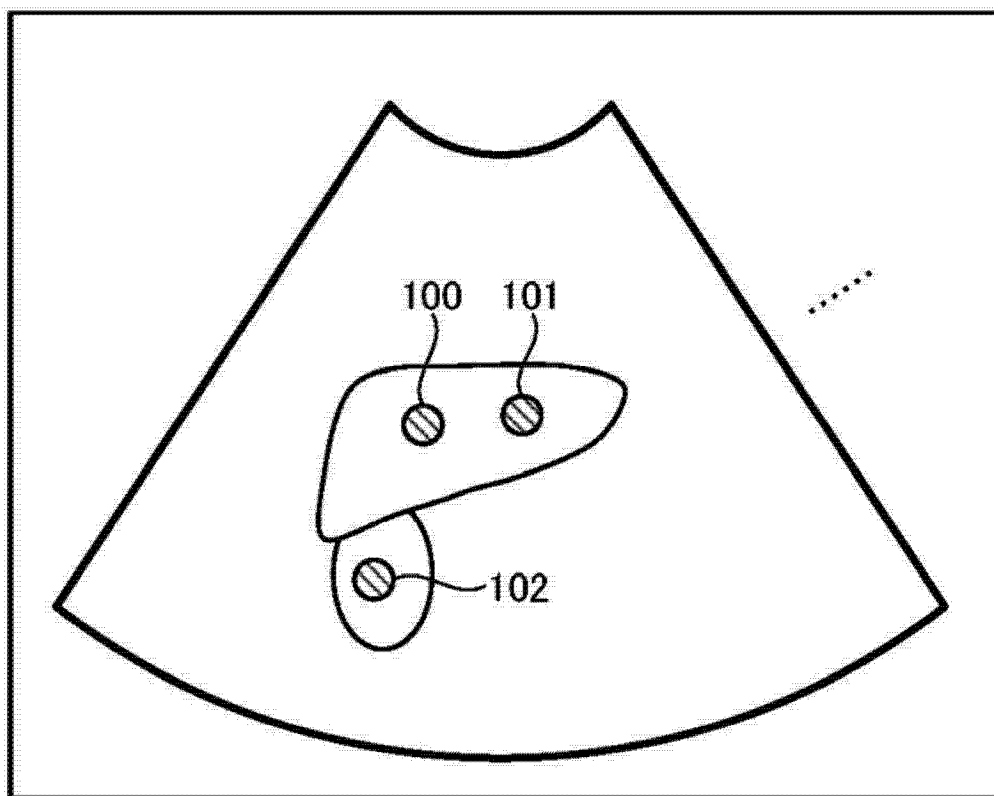


图 2

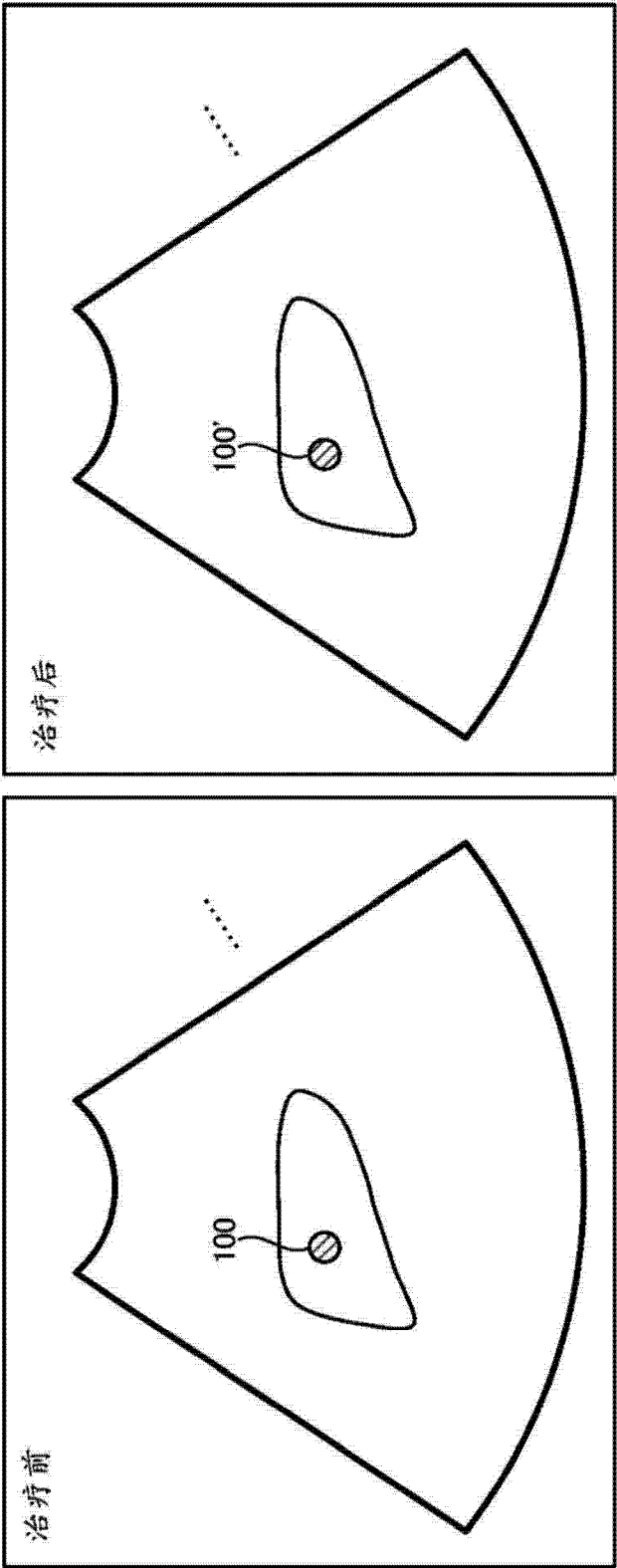


图 3

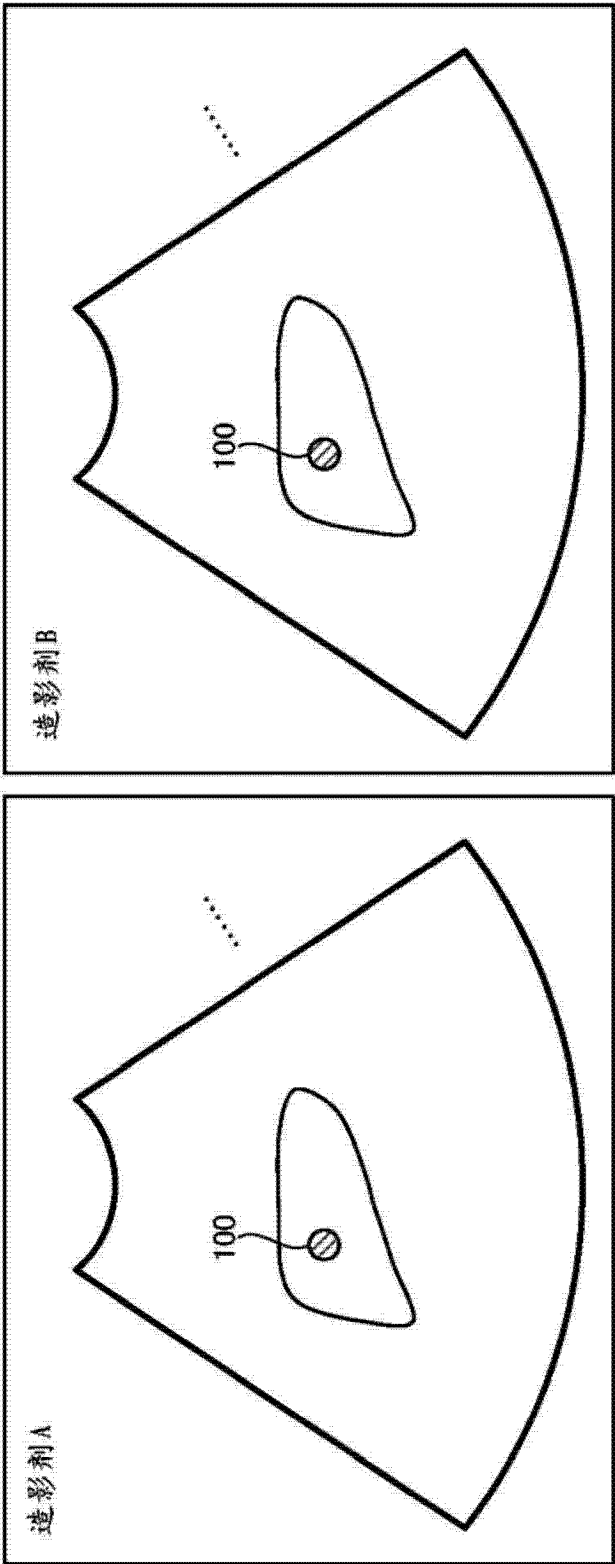


图 4

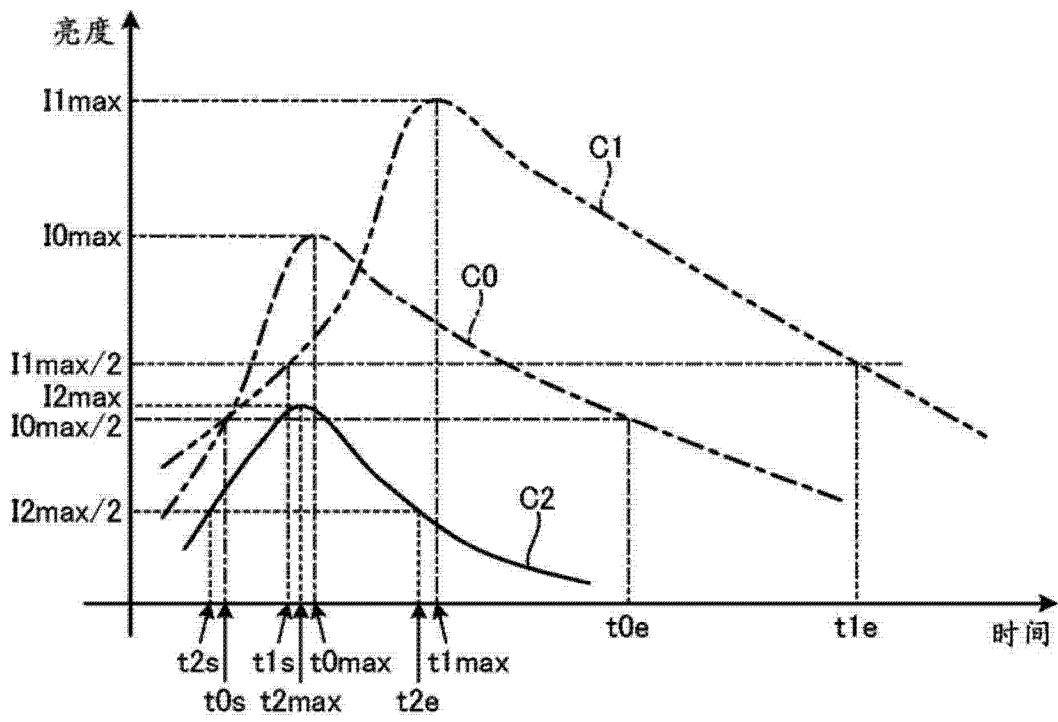


图 5

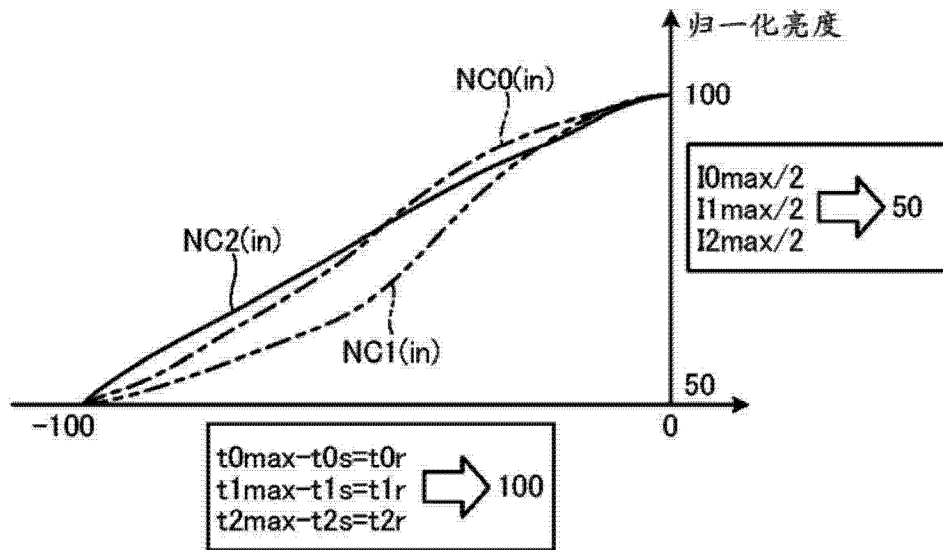


图 6

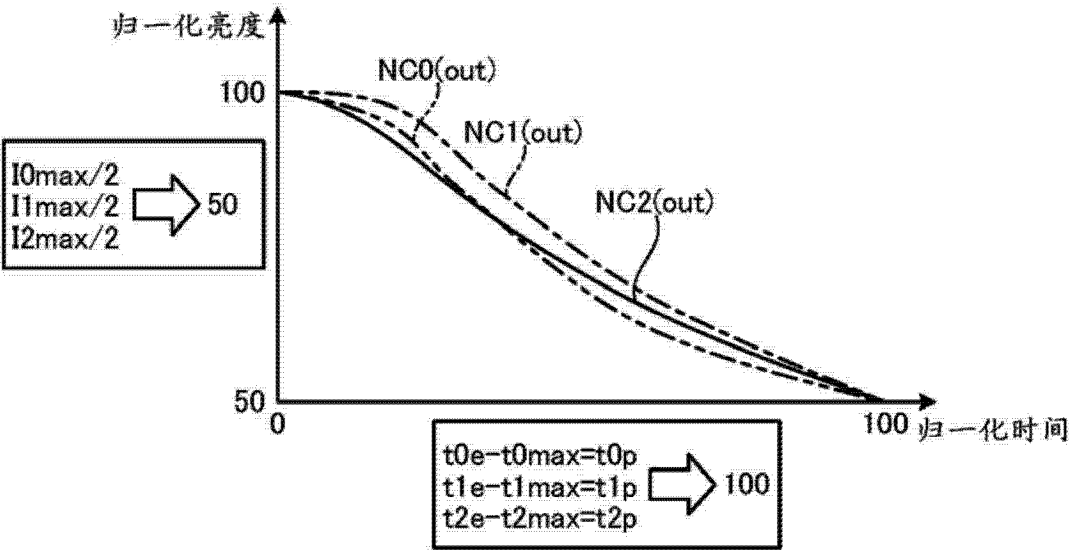


图 7

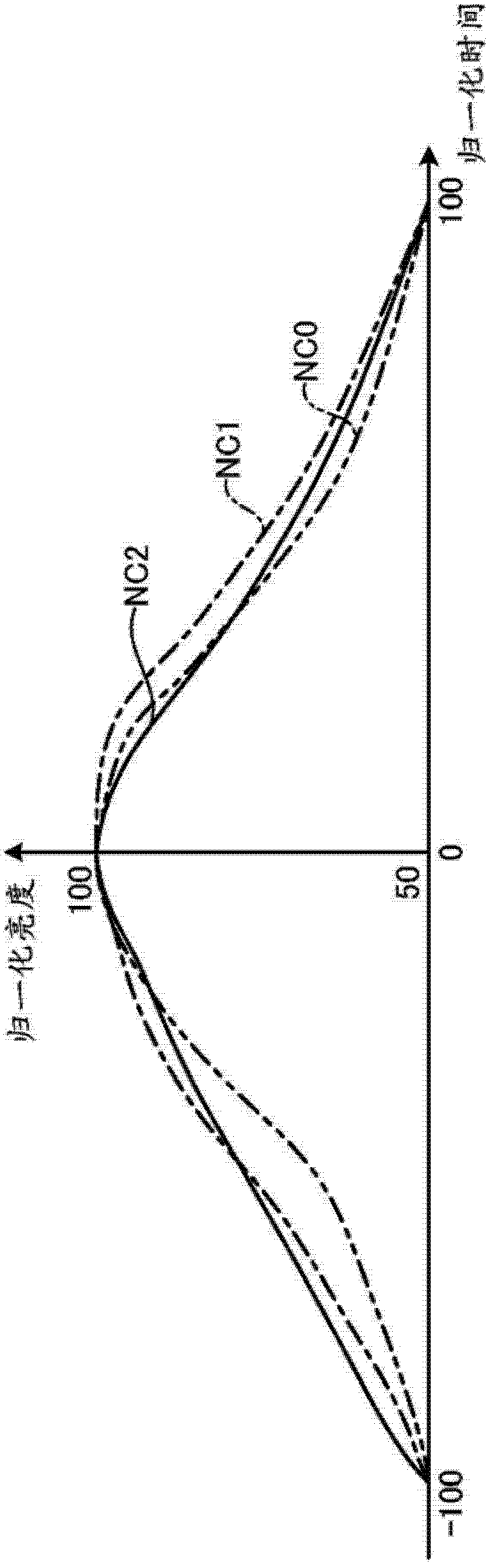


图 8

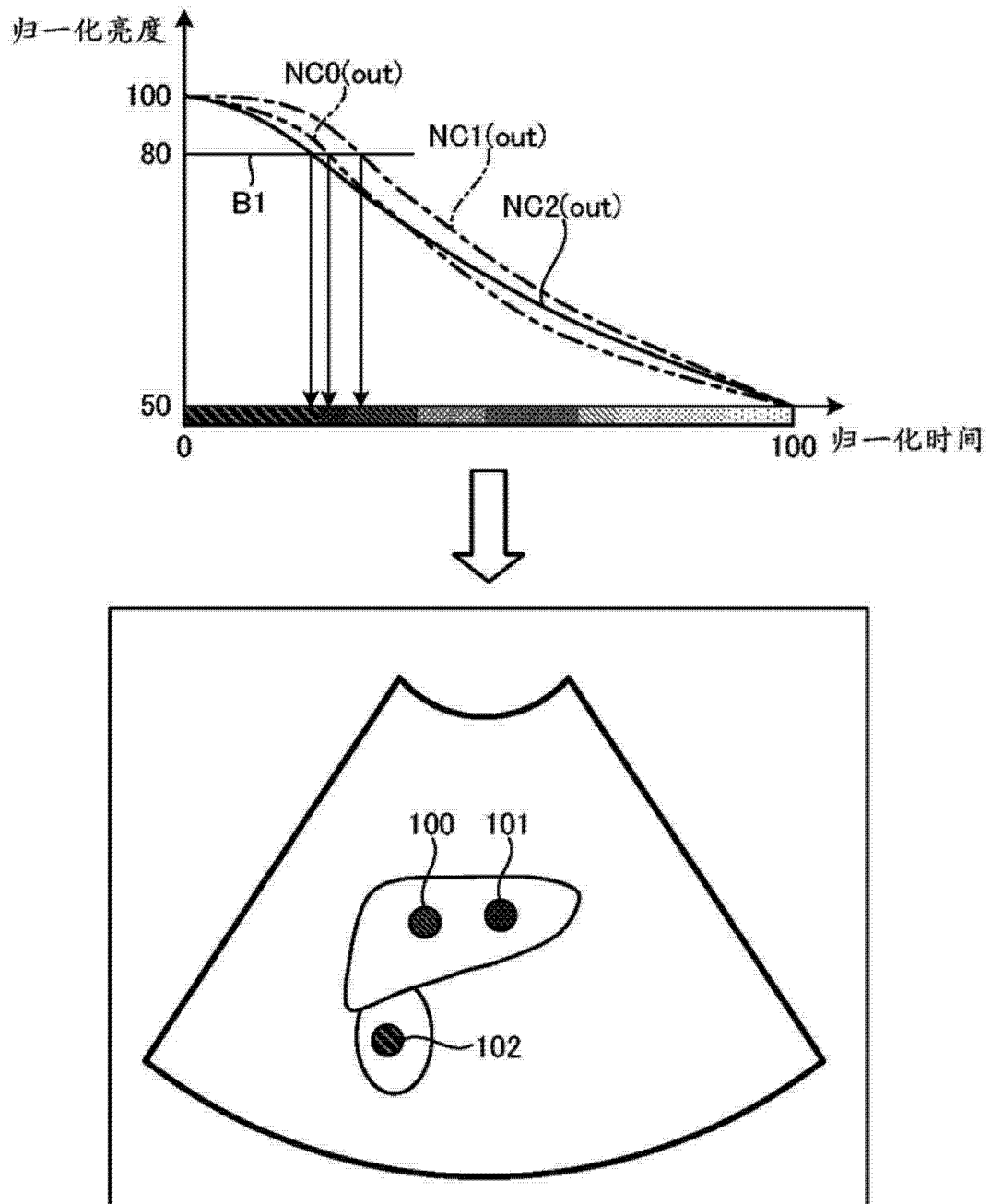


图 9

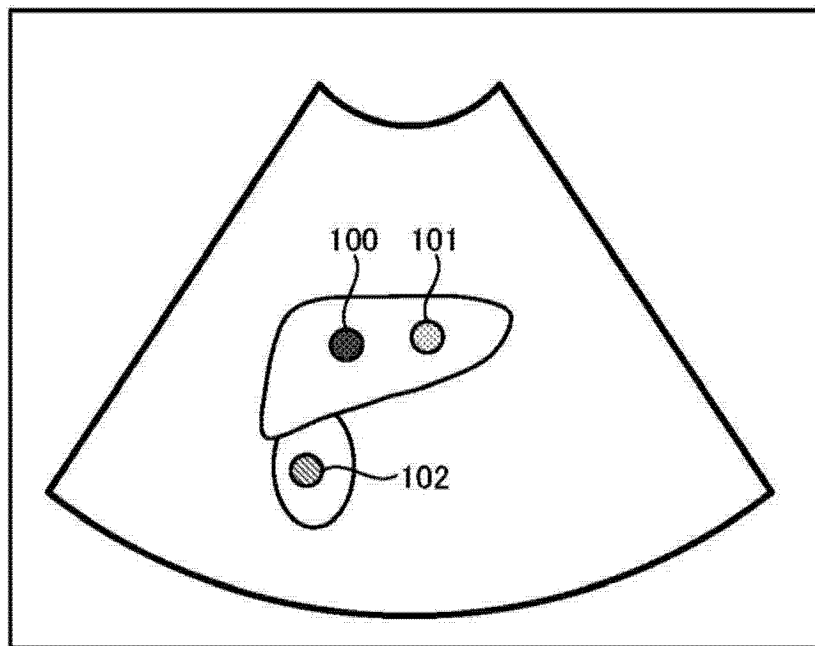
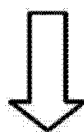
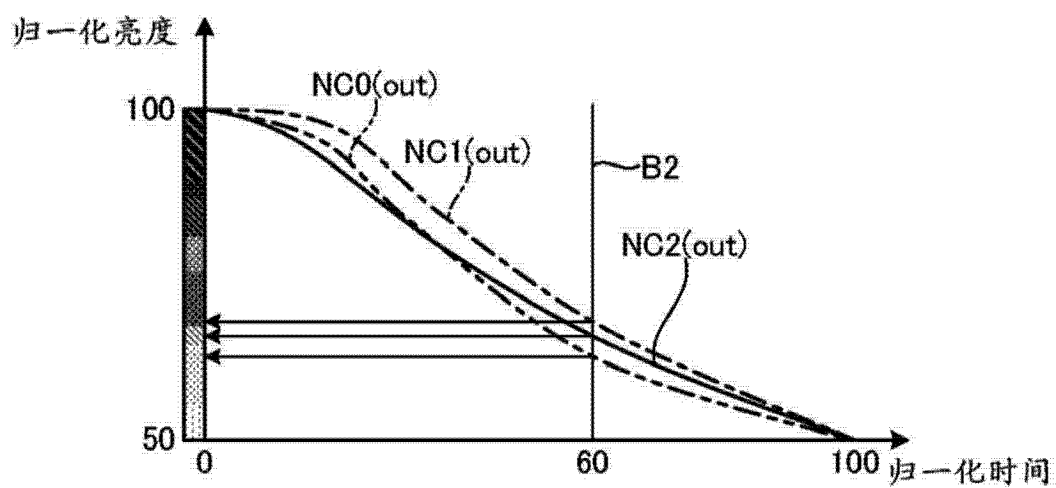


图 10

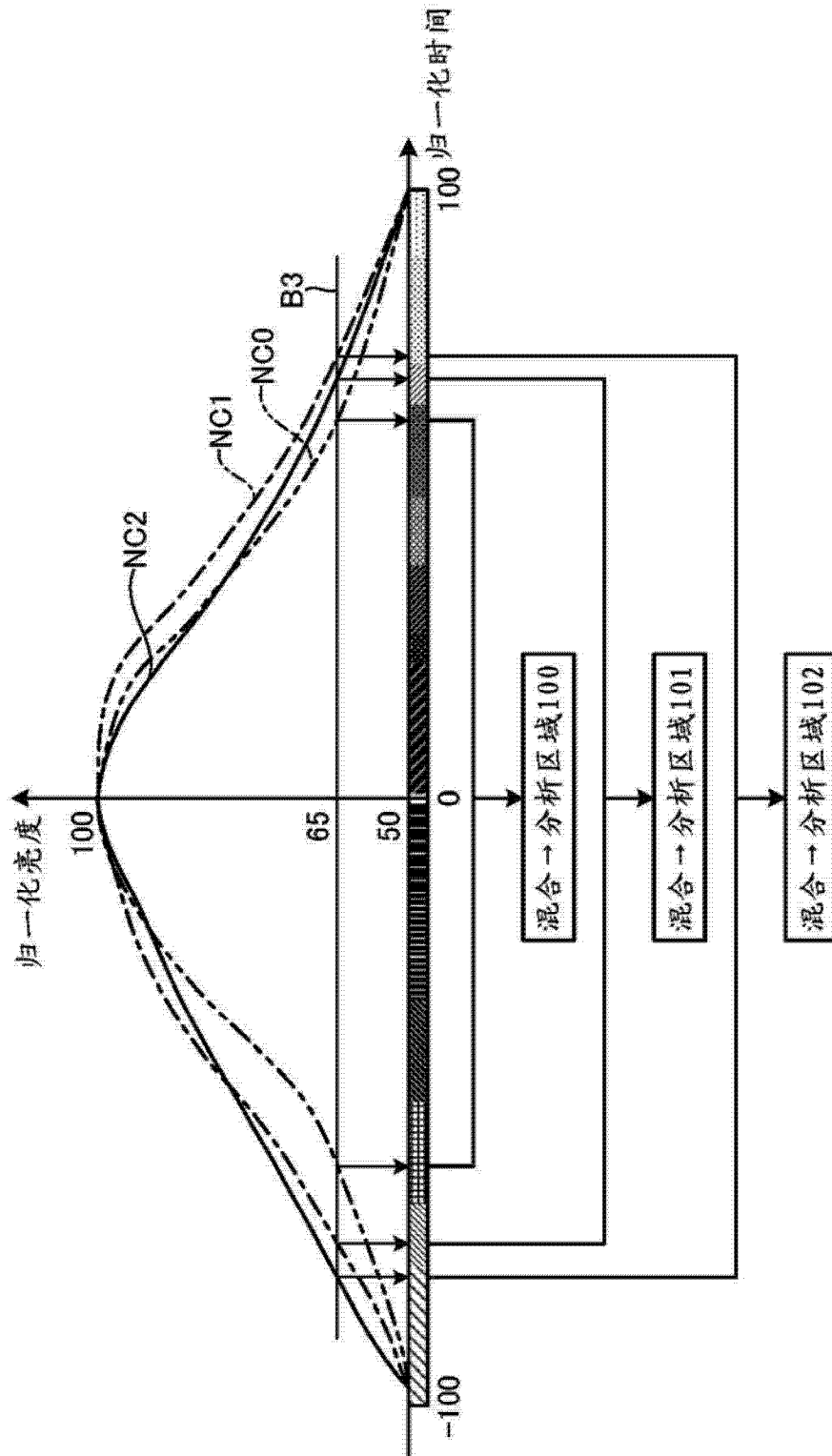


图 11

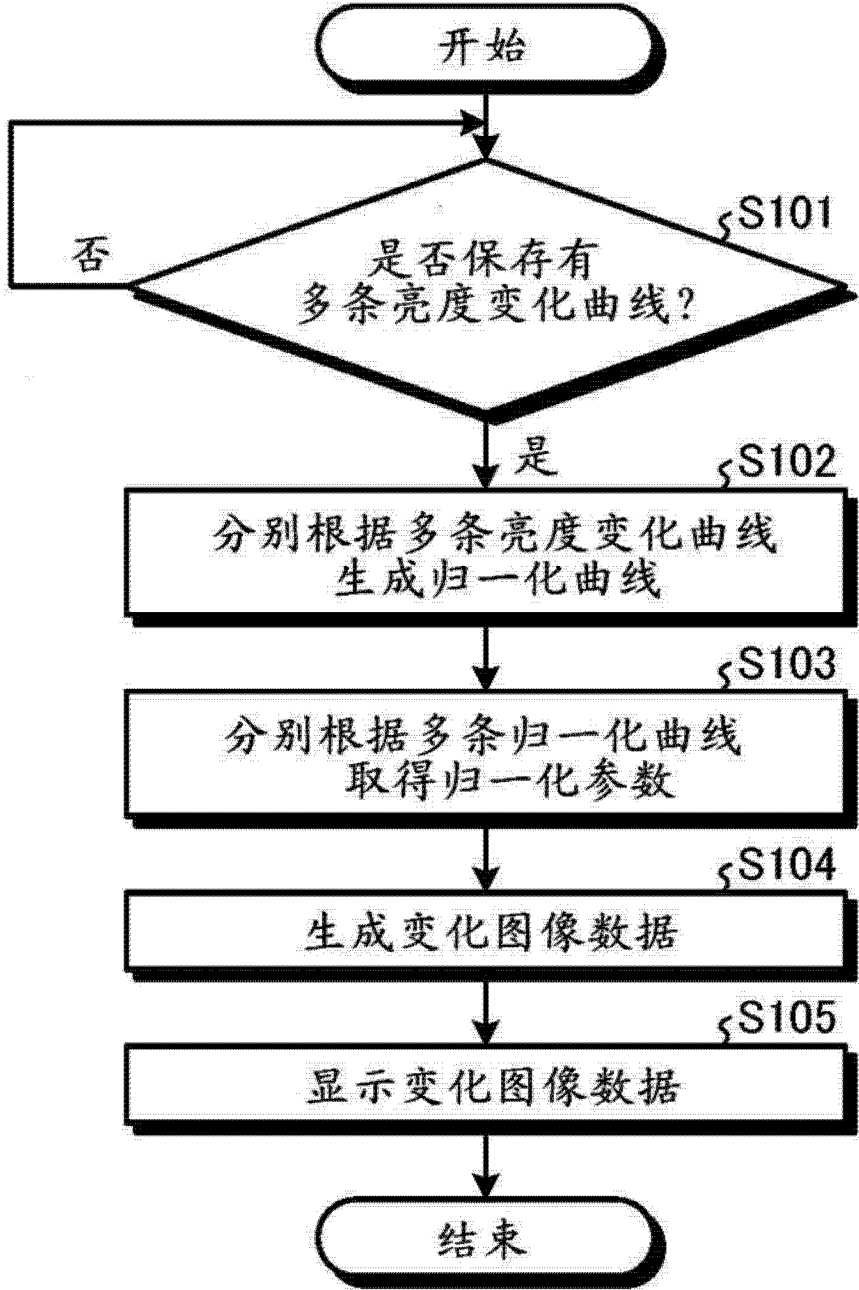


图 12

	nMTT@65%	nSlope@65%	nArea
分析区域100	...	...	...
分析区域200	...	...	...
分析区域300	...	...	...

图 13

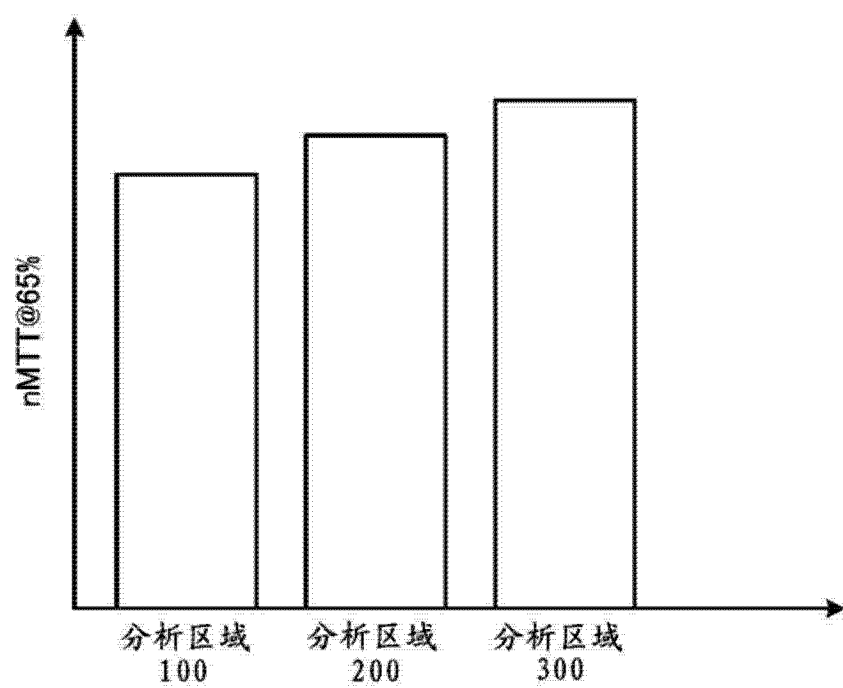


图 14

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法		
公开(公告)号	CN104869911A	公开(公告)日	2015-08-26
申请号	CN201380066263.6	申请日	2013-12-17
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	姚淙 川岸哲也 岭喜隆 吉新宽树 丹羽慎太郎		
发明人	姚淙 川岸哲也 岭喜隆 吉新宽树 丹羽慎太郎		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/085 A61B8/5223 A61B8/481 A61B8/488 A61B8/461 A61B8/0891 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/54		
代理人(译)	李洋		
优先权	2012275981 2012-12-18 JP 2013260340 2013-12-17 JP		
其他公开文献	CN104869911B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

实施方式的超声波诊断装置具备亮度变化信息生成部(151)、分析部(152)、以及控制部(18)。亮度变化信息生成部(151)根据对被投放了造影剂的被检体进行超声波扫描而收集到的时间序列数据，生成表示设定于超声波扫描区域内的分析区域中的亮度的时间变化的亮度变化信息。分析部(152)根据上述亮度变化信息，取得针对时间将上述分析区域中的造影剂的回流动态进行归一化的参数。控制部(18)使上述参数以图像或者文字中的至少一方的形式显示于显示部(2)。

